

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.**

BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**
⑪ **DE 3411489 A1**

⑤① Int. Cl. 3:
A61M 1/03
A 61 G 5/04
B 65 H 75/34

⑳ Aktenzeichen: P 34 11 489.0
㉑ Anmeldetag: 29. 3. 84
㉒ Offenlegungstag: 4. 10. 84

DE 3411489 A1

③② Unionspriorität: ③② ③③ ③①

29.03.83 JP P52853-83 29.03.83 JP P52854-83
29.03.83 JP P52855-83 29.03.83 JP P52856-83
29.03.83 JP P52857-83

③① Anmelder:

Aisin Seiki K.K., Kariya, Aichi, JP

③④ Vertreter:

Tiedtke, H., Dipl.-Ing.; Bühling, G., Dipl.-Chem.;
Kinne, R., Dipl.-Ing.; Grupe, P., Dipl.-Ing.; Pollmann,
H., Dipl.-Ing.; Grams, K., Dipl.-Ing.; Struif, B.,
Dipl.-Chem. Dr.rer.nat., Pat.-Anw., 8000 München

③⑦ Erfinder:

Takamiya, Sanshiro, Nagoya, Aichi, JP; Yoshizawa,
Michisuke, Tokio/Tokyo, JP; Suzuki, Akira, Nishio,
Aichi, JP

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑤④ Einrichtung zum Betreiben eines medizinischen Geräts

Es wird eine Kunstherz-Antriebseinrichtung in einem Eigenantriebs-Rollstuhl beschrieben, die denjenigen Patienten Bewegungsfreiheit gibt, welche eine Hilfe durch ein künstliches Herz benötigen. Es sind verschiedenelei Sicherheitseinrichtungen dafür vorgesehen, Gefahren zu vermeiden, die durch ein unbeabsichtigtes Fahren des Rollstuhls während der Zeit entstehen könnten, während der der Patient den Rollstuhl besteigt, von dem Rollstuhl absteigt oder von dem Rollstuhl abgestiegen ist. Zum Erweitern des Bewegungsbereichs des Patienten und zum Verhindern möglicher Gefahren ist ein motorbetriebener Röhrenaufwickelmechanismus vorgesehen, wobei das Fahren des Rollstuhls nur dann zugelassen ist, wenn die Röhren ordnungsgemäß untergebracht sind. Parallel zu einem Druckregelungs-Solenoidventil ist ein Druckkompensations-Solenoidventil vorgesehen, wodurch ein Ausgleichsbehälter weggelassen wird, so daß die Antriebseinrichtung für das künstliche Herz verkleinert wird.

DE 3411489 A1

TIEDTKE - BÜHLING - KINNE - GRUPE

PELLMANN - GRAMS - STRUIF

Patentanwälte und
Vertreter beim EPA

Dipl.-Ing. H. Tiedtke
Dipl.-Chem. G. Bühling
Dipl.-Ing. R. Kinne
Dipl.-Ing. P. Grupe
Dipl.-Ing. B. Pellmann
Dipl.-Ing. K. Grams
Dipl.-Chem. Dr. B. Struif

Bavariaring 4, Postfach 20 24 03
8000 München 2

Tel.: 089-539653

Telex: 5-24 845 tipat

Telecopier: 0 89-537377

cable: Germaniapatent München

28. März 1984

DE 3799 /

case W-2212

Patentansprüche

1. Einrichtung zum Betreiben eines medizinischen Geräts, gekennzeichnet durch einen Rollstuhl, eine an dem Rollstuhl angebrachte Antriebseinrichtung für das medizinische Gerät (1R, 1L) mit einer Oberdruckquelle (71), einem ersten Solenoidventil (131, 137), dessen Einlaß mit dem Auslaß der Oberdruckquelle verbunden ist, einer ersten Druckfühlvorrichtung (PS1, PS2) zum Erfassen des Drucks an dem Auslaß des ersten Solenoidventils, einem zweiten Solenoidventil (132, 138), dessen Einlaß mit dem Auslaß des ersten Solenoidventils verbunden ist und dessen Auslaß mit dem medizinischen Gerät verbunden ist, einer Unterdruckquelle (72), einem dritten Solenoidventil (133, 139), dessen Einlaß mit der Unterdruckquelle verbunden ist, einer zweiten Druckfühlvorrichtung (PS3, PS4) zum Erfassen des Drucks an dem Auslaß des dritten Solenoidventils, einem vierten Solenoidventil (134, 140), dessen Einlaß mit dem Auslaß des dritten Solenoidventils verbunden ist und dessen Auslaß mit dem medizinischen Gerät verbunden ist, und einer ersten elektronischen Steuereinrichtung (400), die zur Steuerung des Öffnens und Schließens des ersten Solenoidventils entsprechend einem Ausgangssignal der ersten Druckfühlvorrichtung, des Öffnens und Schließens des dritten Solenoidventils entsprechend einem Ausgangssignal der zweiten Druckfühlvor-

A/25

- 1 richtung und des Öffnens und Schließens des zweiten und
vierten Solenoidventils unter jeweils vorbestimmten Zeit-
steuerungen ausgebildet ist, mindestens einen Elektromotor
(M1, M2) für den Antrieb des Rollstuhls, eine Fahrbefehls-
5 einrichtung (121, 122) zum Befehlen der Speisung des Elek-
tromotors, eine Zustandserfassungseinrichtung (200) zum Er-
fassen des Zustands mindestens eines bewegbaren Teils des
Rollstuhls, des Zustands eines bewegbaren Teils der An-
triebseinrichtung für das medizinische Gerät und/oder des
10 Zustands der Fahrbefehlseinrichtung und eine zweite elek-
tronische Steuereinrichtung (75) zum Speisen des Elektro-
motors entsprechend einer Betätigung der Fahrbefehlsein-
richtung und zum Sperren des Speisens des Elektromotors
in dem Fall, daß die Zustandserfassungseinrichtung irgend-
15 einen von vorbestimmten Gefahrenzuständen erfaßt.

2. Einrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet,
daß die Fahrbefehlseinrichtung (121, 122) einen Fahrsteuer-
hebel (58) und einen Hebelhaltemechanismus (115) zum Auf-
20 nehmen des Hebels in abnehmbarer Weise aufweist und daß die
Zustandserfassungseinrichtung (200; SW4) ein Signal entspre-
chend dem Ansetz- oder Abnahmestand des Fahrsteuerhebels
an dem Hebelhaltemechanismus erzeugt.

- 25 3. Einrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekenn-
zeichnet, daß der Rollstuhl mindestens eine bewegbare Arm-
lehne (52) und einen Verriegelungsmechanismus (112, 114)
zum Verriegeln der Armlehne in einer vorbestimmten Stellung
aufweist und daß die Zustandserfassungseinrichtung (200;
30 SW3) ein Signal entsprechend dem Zustand der Armlehne er-
zeugt.

4. Einrichtung nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet,
daß die Armlehne (52) horizontal um eine Tragsäule (55) be-
35 wegbar gestaltet ist und der Verriegelungsmechanismus ein
Eingriffselement (112) für den Eingriff an der Tragsäule

- 1 und ein elektromagnetisches Stellglied (114) zum Verstellen
des Eingriffelements aufweist.

5 5. Einrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 4, da-
durch gekennzeichnet, daß die Antriebseinrichtung für das
medizinische Gerät (1R, 1L) flexible Röhren (57; 2a, 2b),
die zwischen das zweite Solenoidventil (132, 138) sowie
das vierte Solenoidventil (134, 140) und das medizinische
10 Gerät eingesetzt sind, und einen Röhrenaufwickelmecha-
nismus (78) für das Aufrollen der flexiblen Röhren aufweist
und daß die Zustandserfassungseinrichtung (200; 102) ein
Signal entsprechend dem Unterbringungszustand der flexib-
len Röhren erzeugt.

15 6. Einrichtung nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet,
daß der Röhrenaufwickelmechanismus (78) ein erstes fest-
stehendes Teil (85), das mit einer durch sein Mittelteil
axial hindurchtretenden ersten Bohrung (85a) und einer Aus-
nehmung (85b) in einem Teil seiner Umfangsfläche ausgebil-
20 det ist, ein zweites feststehendes Teil (86), das an der
Ausnehmung des ersten feststehenden Teils gegenübergesetzten
Stellen mit einem ersten und einem zweiten Durchlaß (86a,
86b) versehen und an den Außenumfang des ersten feststehen-
den Teils angesetzt ist, ein bewegbares Teil (89), das an
25 einer der ersten Bohrung gegenübergesetzten Stelle mit ei-
nem dritten Durchlaß (89c) und an einer dem zweiten Durch-
laß gegenübergesetzten Stelle mit einem vierten Durchlaß
(89b) versehen ist und das auf den Außenumfang des zweiten
feststehenden Teils in Bezug auf dieses drehbar aufgesetzt
30 ist, und eine Röhrentrommel (94) aufweist, die zusammen
mit dem bewegbaren Teil drehbar ist, wobei die Auslässe des
zweiten und des vierten Solenoidventils (132, 138 bzw. 134,
140) mit der ersten Bohrung und/oder dem ersten Durchlaß
verbunden sind und die flexiblen Röhren (57) mit dem dritten
35 und/oder vierten Durchlaß verbunden sind.

1 7. Einrichtung nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet,
daß der Röhrenaufwickelmechanismus (78) einen Elektromotor
(M3) für den Drehantrieb der Röhrentrommel (94) und eine
Schaltvorrichtung (SW2) für das Befehlen des Speisens des
5 Elektromotors aufweist.

8. Einrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 7, da-
durch gekennzeichnet, daß die zweite elektronische Steuer-
einrichtung (75) beim Sperren der Speisung des Rollstuhl-
10 Elektromotors (M1, M2) einen Anker des Elektromotors direkt
oder über einen Widerstand kurzschließt, um dadurch die
Bewegung des Rollstuhls zu bremsen.

9. Einrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 8, da-
15 durch gekennzeichnet, daß die Antriebseinrichtung für das
medizinische Gerät (1R, 1L) ein zu dem ersten Solenoidven-
til (131, 137) parallel angeschlossenes fünftes Solenoid-
ventil (135, 141) und/oder ein zu dem dritten Solenoidven-
til (133, 139) parallel angeschlossenes sechstes Solenoid-
20 ventil (136, 142) aufweist und die erste elektronische
Steuereinrichtung (400) das Öffnen und Schließen des fünf-
ten bzw. sechsten Solenoidventils unter einer vorbestimm-
ten Zeitsteuerung synchron in Verbindung mit dem Betätigen
des zweiten bzw. vierten Solenoidventils (132, 138 bzw.
25 134, 140) steuert.

10. Einrichtung nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet,
daß die erste elektronische Steuereinrichtung (400) das
fünfte Solenoidventil (135, 141) zu einem vorbestimmten
30 Zeitpunkt während der Schließzeit des zweiten Solenoidven-
tils (132, 138) in den Öffnungszustand schaltet und das
sechste Solenoidventil (136, 142) zu einem vorbestimmten
Zeitpunkt während der Schließzeit des vierten Solenoidven-
tils (134, 140) in den Öffnungszustand schaltet.

35

1 11. Einrichtung nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet,
 5 net, daß die erste elektronische Steuereinrichtung (400)
 nach dem Ablauf einer vorbestimmten Zeit vom Schließen des
 zweiten Solenoidventils (132, 138) an das fünfte Solenoid-
 10 ventil (135, 141) für eine vorbestimmte Zeit öffnet, die
 kürzer als die Schließzeit des zweiten Solenoidventils ist,
 und nach dem Ablauf einer vorbestimmten Zeit vom Schließen
 des vierten Solenoidventils (134, 140) an das sechste Sole-
 noidventil (138, 142) für eine vorbestimmte Zeit öffnet,
 15 die kürzer als die Schließzeit des vierten Solenoidventils
 ist.

12. Einrichtung zum Betreiben eines medizinischen Geräts,
 gekennzeichnet durch einen Rollstuhl, eine an dem Rollstuhl
 15 angebrachte Antriebseinrichtung für das medizinische Gerät
 (1R, 1L) mit einer Oberdruckquelle (71), einem ersten Sole-
 noidventil (131, 137), dessen Einlaß mit dem Auslaß der
 Oberdruckquelle verbunden ist, einer ersten Druckfühlvor-
 20 richtung (PS1, PS2) zum Erfassen des Drucks an dem Auslaß
 des ersten Solenoidventils, einem zweiten Solenoidventil
 (132, 138), dessen Einlaß mit dem Auslaß des ersten Sole-
 noidventils verbunden ist und dessen Auslaß über eine
 flexible Röhre (57R, 57L; 2a, 2b) mit dem medizinischen
 25 Gerät verbunden ist, einer Unterdruckquelle (72), einem
 dritten Solenoidventil (133, 139), dessen Einlaß mit der
 Unterdruckquelle verbunden ist, einer zweiten Druckfühl-
 vorrichtung (PS3, PS4) zum Erfassen des Drucks an dem Aus-
 30 laß des dritten Solenoidventils, einem vierten Solenoid-
 ventil (134, 140), dessen Einlaß mit dem Auslaß des dritten
 Solenoidventils verbunden ist und dessen Auslaß über eine
 flexible Röhre mit dem medizinischen Gerät verbunden ist,
 und einer ersten elektronischen Steuereinrichtung (400),
 35 die zum Steuern des Öffnens und Schließens des ersten So-
 lenoidventils entsprechend einem Ausgangssignal der ersten
 Druckfühlvorrichtung, des Öffnens und Schließens des dritten

1 Solenoidventils entsprechend einem Ausgangssignal der zweiten Druckfühlvorrichtung und des Öffnens und Schließens des zweiten und vierten Solenoidventils unter jeweils vorbestimmter Zeitsteuerung ausgebildet ist, mindestens einen
5 Elektromotor (M1, M2) für den Antrieb des Rollstuhls, eine Fahrbefehlseinrichtung (121, 122) zum Befehlen des Speisens des Elektromotors, eine erste Zustandserfassungsvorrichtung (SW3) zum Erfassen des Zustands mindestens eines bewegbaren Teils des Rollstuhls, eine zweite Zustandserfassungsvorrich-
10 tung (102) zum Erfassen des Zustands der flexiblen Röhren der Antriebseinrichtung für das medizinische Gerät, eine dritte Zustandserfassungsvorrichtung (SW4) zum Erfassen des Zustands der Fahrbefehlseinrichtung und eine zweite elektronische Steuereinrichtung (75) zum Speisen des Elektro-
15 motors entsprechend einer Betätigung der Fahrbefehlseinrichtung und zum Sperren der Speisung des Elektromotors dann, wenn mindestens eine der Zustandserfassungsvorrichtungen einen gefährlichen Zustand erfaßt.

20 13. Einrichtung nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, daß die Fahrbefehlseinrichtung (121, 122) einen Fahrsteuerhebel (58) und einen Hebelhaltemechanismus (115) zur Aufnahme des Hebels in abnehmbarer Weise aufweist und daß die dritte Zustandserfassungsvorrichtung (SW4) ein Signal
25 entsprechend dem Aufnahme- oder Abnahmezustand des Fahrsteuerhebels an dem Hebelhaltemechanismus erzeugt.

14. Einrichtung nach Anspruch 12 oder 13, dadurch gekennzeichnet, daß der Rollstuhl mindestens eine bewegbare
30 Armlehne (52) und einen Verriegelungsmechanismus (112, 114) zum Verriegeln der Armlehne in einer vorbestimmten Stellung aufweist und daß die erste Zustandserfassungsvorrichtung (SW3) ein Signal entsprechend dem Zustand der Armlehne erzeugt.

1 15. Einrichtung nach Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet,
daß die Armlehne (52) horizontal um eine Tragsäule
(55) bewegbar ist und der Verriegelungsmechanismus ein mit
5 der Tragsäule in Eingriff bringbares Eingriffsteil (112)
und ein elektromagnetisches Betätigungselement (114) zum
Verstellen des Eingriffsteils aufweist.

10 16. Einrichtung nach einem der Ansprüche 12 bis 15, da-
durch gekennzeichnet, daß die Antriebseinrichtung für das
medizinische Gerät (1R, 1L) einen Röhrenaufwickelmechani-
smus (78) zum Aufrollen der flexiblen Röhren (57R, 57L; 2a,
2b) aufweist und daß die zweite Zustandserfassungsvorrich-
15 tung (102) ein Signal entsprechend dem Unterbringungszu-
stand der flexiblen Röhren erzeugt.

20 17. Einrichtung nach Anspruch 16, dadurch gekennzeich-
net, daß der Röhrenaufwickelmechanismus (78) ein erstes
feststehendes Teil (58), das mit einer durch sein Mittel-
teil axial hindurch verlaufenden ersten Bohrung und mit
einer Ausnehmung (58b), in einem Teil seiner Umfangsfläche
25 ausgebildet ist, ein zweites feststehendes Teil (86) das
mit einem ersten und einem zweiten Durchlaß (86a, 86b) ver-
sehen ist, die an der Ausnehmung des ersten feststehenden
Teils gegenüberliegenden Stellen ausgebildet sind, und das
an den Außenumfang des ersten feststehenden Teils angepaßt
30 ist, ein bewegbares Teil (89), das mit einem an einer der
ersten Bohrung gegenüberliegenden Stelle ausgebildeten
dritten Durchlaß (89c) und einem an einer dem zweiten Durch-
laß gegenüberliegenden Stelle ausgebildeten vierten Durch-
laß (89b) versehen ist und das drehbar in Bezug auf das
35 zweite feststehende Teil an den Außenumfang desselben an-
gesetzt ist, und eine zusammen mit dem bewegbaren Teil dreh-
bare Röhrentrommel (94) aufweist, wobei die Druckauslässe
des zweiten und des vierten Solenoidventils (132, 138 bzw.
134, 140) mit der ersten Bohrung und/oder dem ersten Durch-

1 laß verbunden sind und die flexiblen Röhren (57R, 57L; 2a, 2b) mit dem dritten und/oder vierten Durchlaß verbunden sind.

5 18. Einrichtung nach Anspruch 17, dadurch gekennzeichnet, daß der Röhrenaufwickelmechanismus (78) einen Elektromotor (M3) für den Drehantrieb der Röhrentrommel (94) und eine Schaltervorrichtung (SW2) zum Befehlen des Speisens dieses Elektromotors aufweist.

10

19. Einrichtung zum Betreiben eines medizinischen Geräts, gekennzeichnet durch einen Rollstuhl, eine an dem Rollstuhl angebrachte Antriebseinrichtung für das medizinische Gerät (1R, 1L) mit einer Oberdruckquelle (71), einem ersten Solenoidventil (131, 137), dessen Einlaß mit dem Auslaß der Oberdruckquelle verbunden ist, einer ersten Druckfühlvorrichtung (PS1, PS2) zum Erfassen des Drucks an dem Auslaß des ersten Solenoidventils, einem zweiten Solenoidventil (132, 138), dessen Einlaß mit dem Auslaß des ersten Solenoidventils verbunden ist und dessen Auslaß über eine flexible Röhre (57R, 57L; 2a, 2b) mit dem medizinischen Gerät verbunden ist, einer Unterdruckquelle (72), einem dritten Solenoidventil (133, 139), dessen Einlaß mit der Unterdruckquelle verbunden ist, eine zweite Druckfühlvorrichtung (PS3, PS4) zum Erfassen des Drucks an dem Auslaß des dritten Solenoidventils, einem vierten Solenoidventil (134, 140), dessen Einlaß mit dem Auslaß des dritten Solenoidventils verbunden ist und dessen Auslaß über eine flexible Röhre mit dem medizinischen Gerät verbunden ist, einer ersten elektronischen Steuereinrichtung (400), die zum Steuern des Öffnens und Schließens des ersten Solenoidventils entsprechend einem Ausgangssignal der ersten Druckfühlvorrichtung, des Öffnens und Schließens des dritten Solenoidventils entsprechend einem Ausgangssignal der zweiten Druckfühlvorrichtung und des Öffnens und Schließens des zweiten bzw. vierten Solenoidventils entsprechend jeweils vorbe-

1 stimmten Zeitsteuerungen ausgebildet ist, und einem Röhren-
aufwickelmechanismus (78) zum Aufrollen der flexiblen Röh-
ren, mindestens einen Elektromotor (M1, M2) für den Antrieb
des Rollstuhls, eine Fahrbefehlseinrichtung (121, 122) zum
5 Befehlen des Speisens des Elektromotors, eine erste Zustands-
erfassungsvorrichtung (SW3) zum Erfassen des Zustands min-
destens eines bewegbaren Teils des Rollstuhls, eine zweite
Zustandserfassungsvorrichtung (102) zum Erfassen des Zu-
stands der flexiblen Röhren der Antriebseinrichtung für das
10 medizinische Gerät, eine dritte Zustandserfassungsvorrich-
tung (SW4) zum Erfassen des Zustands der Fahrbefehlsein-
richtung und eine zweite elektronische Steuereinrichtung
(75) zum Speisen des Elektromotors entsprechend einem Be-
dienungsvorgang an der Fahrbefehlseinrichtung und zum Sper-
15 ren der Speisung des Elektromotors dann, wenn mindestens
eine der Zustandserfassungsvorrichtungen einen gefährlichen
Zustand erfaßt.

20 20. Einrichtung zum Betreiben eines medizinischen Geräts,
gekennzeichnet durch einen Rollstuhl, eine an dem Rollstuhl
angebrachte Antriebseinrichtung für das medizinische Gerät
(1R, 1L) mit einer Oberdruckquelle (71), einem ersten Sole-
noidventil (131, 137), dessen Einlaß mit dem Auslaß der
Oberdruckquelle verbunden ist, einer ersten Druckfühlvor-
26 richtung (PS1, PS2) zum Erfassen des Drucks an dem Auslaß
des ersten Solenoidventils, einem zweiten Solenoidventil
(132, 138), dessen Einlaß mit dem Auslaß des ersten Sole-
noidventils verbunden ist und dessen Auslaß über eine fle-
xible Röhre (57R, 57L; 2a, 2b) mit dem medizinischen Gerät
30 verbunden ist, einer Unterdruckquelle (72), einem dritten
Solenoidventil (133, 139), dessen Einlaß mit der Unter-
druckquelle verbunden ist, einer zweiten Druckfühlvorrich-
tung (PS3, PS4) zum Erfassen des Drucks an dem Auslaß des
dritten Solenoidventils, einem vierten Solenoidventil (134,
35 140), dessen Einlaß mit dem Auslaß des dritten Solenoid-
ventils verbunden ist und dessen Auslaß über eine flexible

- 1 Röhre mit dem medizinischen Gerät verbunden ist, einem zu dem ersten Solenoidventil parallel geschalteten fünften Solenoidventil (135, 141) und/oder einem zu dem dritten Solenoidventil parallel geschalteten sechsten Solenoidventil (136, 142), und einer ersten elektronischen Steuereinrichtung (400), die zum Steuern des Öffnens und Schließens des ersten Solenoidventils entsprechend einem Ausgangssignal der ersten Druckfühlvorrichtung, des Öffnens und Schließens des dritten Solenoidventils entsprechend einem
- 5 Ausgangssignal der zweiten Druckfühlvorrichtung und des Öffnens und Schließens des zweiten bzw. vierten Solenoidventils unter jeweils vorbestimmten Zeitsteuerungen sowie zum Steuern des fünften und sechsten Solenoidventils unter vorbestimmten Zeitsteuerungen synchron mit dem Betrieb des
- 10 zweiten bzw. vierten Solenoidventils ausgebildet ist, mindestens einen Elektromotor (M1, M2) für den Antrieb des Rollstuhls, eine Fahrbefehlseinrichtung (121, 122) zum Befehlen des Speisens des Elektromotors, eine erste Zustandserfassungsvorrichtung (SW3) zum Erfassen des Zustands mindestens eines bewegbaren Teils des Rollstuhls, eine zweite Zustandserfassungsvorrichtung (102) zum Erfassen des Zustands der flexiblen Röhren der Antriebseinrichtung für das medizinische Gerät, eine dritte Zustandserfassungsvorrichtung (SW4) zum Erfassen des Zustands der Fahrbefehlseinrichtung und eine zweite elektronische Steuereinrichtung (75) zum Speisen des Elektromotors entsprechend einem
- 20 Bedienungsvorgang an der Fahrbefehlseinrichtung und zum Sperren der Speisung des Elektromotors dann, wenn mindestens eine der Zustandserfassungsvorrichtungen einen gefährlichen
- 25 Zustand erfaßt.
- 30

TIEDTKE - BÜHLING - KINNE - GRUPE

PELLMANN - GRAMS - STRUIF

-11-

Patentanwälte und
Vertreter beim EPA



Dipl.-Ing. H. Tiedtke
Dipl.-Chem. G. Bühlung
Dipl.-Ing. R. Kinne
Dipl.-Ing. P. Grupe
Dipl.-Ing. B. Pellmann
Dipl.-Ing. K. Grams
Dipl.-Chem. Dr. B. Struif

Bavariaring 4, Postfach 20 24 03
8000 München 2
Tel.: 089-53 96 53
Telex: 5-24 845 tipat
Telecopier: 0 89-537377
cable: Germaniapatent München

28. März 1984
DE 3799 /

case W-2212

Aisin Seiki Kabushiki Kaisha

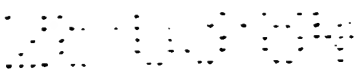
Kariya-city, Japan

Einrichtung zum Betreiben eines medizinischen Geräts

Die Erfindung bezieht sich auf eine Einrichtung zum Betreiben elektrischer Geräte wie beispielsweise eines künstlichen Herzens und insbesondere auf eine Einrichtung zum Betreiben medizinischer Geräte, die von einem darauf fahrenden Patienten unter Eigenantrieb bewegt werden können.

Manche kranke Personen wie insbesondere solche mit einer schweren Krankheit, die beispielsweise ein künstliches Herz bzw. Kunstherz erforderlich macht, können sich gewöhnlich nicht fortbewegen, da sie zum Gehen nicht die ausreichende Kraft haben und ohne eine verhältnismäßig große Antriebseinrichtung für das mit dem Körper verbundene Kunstherz nicht überleben können. Wenn das Kunstherz zufriedenstellend arbeitet, sind solche Patienten jedoch in manchen Fällen verhältnismäßig rüstig, so daß solchen Patienten nicht für eine lange Zeitdauer ihre Bewegungsfreiheit genommen werden sollte.

A/25



3411489

-12-

DE 3799



- 1 Falls eine Kunstherz-Antriebseinrichtung an einem elektrisch
betriebenen Rollstuhl angebracht werden kann, erlaubt dies
selbst Patienten mit einem Kunstherzen, sich zu irgendwel-
chen gewünschten Zeiten fortzubewegen. Die Verwirklichung
5 hiervon ist jedoch mit verschiedenerlei Gefahren verbunden.
Falls beispielsweise beim Besteigen des Rollstuhls oder Aus-
steigen aus diesem sich der Rollstuhl unbeabsichtigt von
selbst bewegt, nachdem der Patient ausgestiegen oder noch
nicht eingestiegen ist, besteht für den Patienten eine Ge-
10 fahr, da er über Röhren oder Schläuche begrenzter Länge mit
der an dem Rollstuhl angebrachten Antriebseinrichtung für
das künstliche Herz verbunden ist. Da im Falle des elektrisch
betriebenen Rollstuhls der Rollstuhl, also die Kunstherz-
Antriebseinrichtung leicht durch eine einfache Betätigung
15 eines Hebels oder dergleichen bewegt werden kann, gerät
der Patient auch häufig dadurch in ernsthafte Gefahr, daß
sich der Steuerhebel an der Kleidung des Patienten verfängt,
von ihm mit der Hand berührt wird und so weiter, wenn der
Patient den Rollstuhl besteigt oder aus diesem aussteigt,
20 oder daß der Steuerhebel irrtümlich von Personen betätigt
wird, die mit der Einrichtung nicht vertraut sind.

- Wenn ferner eine Kunstherz-Antriebseinrichtung an einem
elektrisch betriebenen Rollstuhl angebracht wird, werden
25 Röhren bzw. Schläuche für die Verbindung zwischen der An-
triebseinrichtung und dem künstlichen Herzen, nämlich dem
Patienten vorzugsweise länger gewählt, um damit den Bewe-
gungsbereich des Patienten zu vergrößern. Die längeren
Röhren lassen jedoch befürchten, daß auf die Röhren getre-
30 ten wird oder die Röhren unter den Rollstuhl, irgendwelche
anderen fahrbaren Geräte usw. geraten. Das Darauftreten
oder Daraufrollen auf die für den Antrieb des künstlichen
Herzens verwendeten Röhren unterbricht die Funktion des
künstlichen Herzens. Da in manchen Fällen die körperliche
35 Kraft bzw. Widerstandsfähigkeit solcher Patienten stark
herabgesetzt ist, besteht für die Patienten ernste Lebens-

- 1 gefahr nicht nur bei einer Unterbrechung der Röhren, sondern auch bei einem nur zeitweiligen Aussetzen des künstlichen Herzens.
- 5 Andererseits hat die Kunstherz-Antriebseinrichtung beträchtlich große Abmessungen, da eine Anzahl von Solenoidventilen, Behältern, Druckquellen und anderen Komponenten erforderlich ist, wie sie beispielsweise in der US-Patentanmeldung No: 06/480 181 (vom 28.3.1983) beschrieben sind. Infolgedessen
- 10 ist es schwierig, diese groß bemessene Einrichtung in den freien Raum eines elektrisch betriebenen Rollstuhls kleiner Abmessungen direkt einzubauen.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, solchen Patienten

- 15 Bewegungsfreiheit zu verschaffen, die die Hilfe medizinischer Geräte wie eines künstlichen Herzens bzw. Kunstherzens benötigen und die mit dieser Hilfe verhältnismäßig kräftig bleiben.

- 20 Ferner soll mit der Erfindung das medizinische Gerät in einer fahrbaren Einheit wie einem elektrisch betriebenen Rollstuhl angebracht werden und die Sicherheit des Patienten dadurch sichergestellt werden, daß ein fälschliches bzw. unabsichtliches Fahren der fahrbaren Einheit verhindert
- 25 wird.

- Weiterhin soll der Bewegungsbereich des Patienten in Bezug auf die Antriebseinrichtung für das medizinische Gerät dadurch erweitert werden, daß längere Röhren usw. für die
- 30 Verbindung zwischen der Antriebseinrichtung und dem Patienten benutzt werden und dabei eine Betriebsunterbrechung des medizinischen Geräts verhindert wird.

- Ferner sollen mit der Erfindung die Abmessungen der Antriebseinrichtung für das medizinische Gerät herabgesetzt werden,
- 35 wobei diese Einrichtung in eine fahrbare Einheit kleiner

- 1 Abmessungen wie in einen elektrisch betriebenen Rollstuhl
eingebaut werden soll.

- Erfindungsgemäß wird eine Einrichtung zum Betreiben eines
6 medizinischen Geräts an einer fahrbaren Einheit wie einem
elektrisch betriebenen Rollstuhl angebracht.

- Zur Sicherung des Patienten wird mindestens ein Zustand
bewegbarer Teile der fahrbaren Einheit und der medizini-
10 schen Einrichtung erfaßt und entsprechend dem Erfassungs-
ergebnis die Bewegung der fahrbaren Einheit unterbunden,
falls der Patient keine Fortbewegung wünscht oder die Mög-
lichkeit besteht, daß in dem medizinischen Gerät eine Un-
regelmäßigkeit auftritt. Dies wird bei einer vorzugsweise
15 gewählten Ausführungsform der Erfindung folgendermaßen be-
werkstelligt: Als erstes wird ein Steuerhebel zum Steuern
des Betriebs der fahrbaren Einheit abnehmbar gestaltet,
wobei die Bewegung der fahrbaren Einheit unterbunden wird,
wenn der Hebel abgenommen ist. Der Hebel kann auf einfache
20 Weise betätigt werden, stellt aber wegen seiner scharf vor-
springenden Form eine Gefahr für den Patienten dar, wenn
dieser die Einheit bzw. den Rollstuhl besteigt oder aus
diesem aussteigt. Da andererseits der Hebel abnehmbar ge-
staltet ist, tritt kein vorspringender Hebel in Erschei-
25 nung, wenn der Hebel bei dem Besteigen oder Aussteigen vom
Patienten selbst oder von einer Hilfsperson abgenommen
wird; dadurch wird eine Gefährdung des Patienten durch das
falsche Bewegen der fahrbaren Einheit (mit der medizini-
schen Einrichtung) während des Besteigens oder Aussteigens
30 oder nach dem Aussteigen vermieden. Als zweites wird min-
destens eine Armlehne an der fahrbaren Einheit derart be-
wegbar angebracht, daß sie weggestellt bzw. weggeschwenkt
werden kann, wobei bei der ausgeschwenkten Stellung der
Armlehne die Bewegung der fahrbaren Einheit unterbunden
35 wird. Eine Armlehne stellt für den Patienten eine größere
Bequemlichkeit dar, bildet aber dagegen für den Patienten

- 1 mit hoher Wahrscheinlichkeit eine Behinderung oder Gefahr
beim Besteigen oder Aussteigen. Diese Behinderung oder Ge-
fahr kann dadurch ausgeschaltet werden, daß die Armlehne
wegschwenkbar gestaltet wird. Durch das Unterbinden der Be-
5 wegung der fahrbaren Einheit bei dem Zustand, bei dem die
Armlehne in ihrer weggeschwenkten Stellung steht, nämlich
während des Besteigens oder Aussteigens und nach dem Aus-
steigen, wird eine unbeabsichtigte Bewegung der fahrbaren
Einheit ohne Wollen des Patienten vermieden. Als drittes
10 wird der Zustand von Röhren oder dergleichen erfaßt, die
für die Verbindung zwischen dem künstlichen Herzen oder
dergleichen und der Einrichtung für den Antrieb desselben
verwendet werden, und es wird die Bewegung der fahrbaren
Einheit unterbunden, wenn die Röhren oder dergleichen zu
15 lang ausgezogen sind.

Zur Erweiterung des Bewegungsbereiches des Patienten ist
eine Aufwickelvorrichtung für das Aufwickeln der Röhren
oder dergleichen vorgesehen, die für die Verbindung zwischen
20 dem künstlichen Herzen oder dergleichen und der Einrichtung
für den Antrieb desselben benutzt werden. Dies läßt es zu,
selbst lange Röhren während des Besteigens so unterzubrin-
gen, daß keine Gefahr des Flachdrückens besteht bzw. nicht
mehr als ein erforderlicher Teil nach außen ragt, während
25 die Röhren bei dem Aussteigen lang herausgezogen werden
können. Damit ist es möglich, die Bewegungsfreiheit des Pa-
tienten zu steigern und zugleich die Sicherheit des medizi-
nischen Geräts zu gewährleisten.

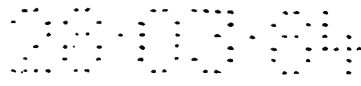
- 30 Bei der Einrichtung wie der Antriebseinrichtung für das
künstliche Herz, bei der das Erzeugen eines vorbestimmten
Drucks erforderlich ist, wird der Druck vorzugsweise mit
einem Behälter, nämlich einem Sammler zum Aufrechterhalten
eines gleichmäßigen Drucks selbst unter Belastung geliefert.
35 Insbesondere bei der Verwendung für ein künstliches Herz
oder dergleichen, bei der Druckänderungen mit impulsartigen



1 steilen Anstieg bzw. Abfall erforderlich sind, wird herkömm-
 5 licherweise in der Antriebseinrichtung ein groß bemessener
 Behälter verwendet, um einen Druckabfall zu verhindern. Da
 jedoch dieser Behälter große Abmessungen hat, kann die her-
 10 kömmliche Antriebseinrichtung mit dem Behälter in der Praxis
 nicht direkt in dem begrenzten Raum des Rollstuhls ange-
 bracht werden. Wenn andererseits der Behälter einfach weg-
 gelassen wird, müssen die Abmessungen eines Solenoidventils
 zur Regelung des Drucks vergrößert werden, um das Weglassen
 15 des Behälters auszugleichen; daraus ergibt sich, daß die
 Abmessungen der Einrichtung insgesamt unverändert bleiben.
 Erfindungsgemäß wird daher parallel zu dem herkömmlichen So-
 lenoidventil für die Druckregelung ein weiteres Solenoid-
 ventil hinzugefügt, dessen Öffnen und Schließen synchron
 20 mit einer Betriebszeitsteuerung des medizinischen Geräts
 wie des künstlichen Herzens gesteuert wird, um dadurch ein-
 en zeitweiligen Abfall des Drucks auszugleichen. Dies er-
 übrigt einen Behälter und läßt eine Druckregelung mit ei-
 nem klein bemessenen Solenoidventil zu, wodurch die Abmes-
 25 sungen der Antriebseinrichtung verringert werden. Im Falle
 einer Antriebseinrichtung für ein künstliches Herz kann
 eine ausreichende Wirkung dadurch erzielt werden, daß zu-
 sätzliche Solenoidventile für den Druckausgleich nicht in
 einem Unterdrucksystem, sondern nur in einem Überdrucksystem
 vorgesehen werden.

Die Erfindung wird nachstehend anhand von Ausführungsbei-
 spielen unter Bezugnahme auf die Zeichnung näher erläutert.

30 Fig. 1 ist eine perspektivische Ansicht, die die äußere
 Gestaltung eines Ausführungsbeispiels der erfin-
 dungsgemäßen Einrichtung zum Betreiben eines medi-
 zinischen Geräts zeigt.



- 1 Fig. 2a, 2b und 2c sind eine Draufsicht, eine Seitenansicht bzw. eine Vorderansicht der Einrichtung nach Fig. 1.
- 5 Fig. 3a und 3b sind auseinandergezogen dargestellte, schematische perspektivische Ansichten der Einrichtung nach Fig. 1.
- 10 Fig. 4 ist eine Vorderansicht, die die innere Gestaltung der Einrichtung nach Fig. 1 zeigt.
- 15 Fig. 5a, 5b, 5c, 5d und 5e sind eine Ansicht eines Schnitts längs einer Linie Va-Va in Fig. 5d, eine Ansicht eines Schnitts längs einer Linie Vb-Vb in Fig. 5a, eine Ansicht eines Schnitts längs einer Linie Vc-Vc in Fig. 5a, eine Ansicht eines Schnitts längs einer Linie Vd-Vd in Fig. 5a bzw. eine Ansicht eines Schnitts längs einer Linie Ve-Ve in Fig. 5d für die Darstellung eines Röhrenaufwickelmechanismus 78.
- 20 Fig. 6a ist eine Ansicht eines Schnitts längs einer Linie 6a-6a in Fig. 2c.
- 25 Fig. 6b ist eine Ansicht eines Schnitts längs einer Linie 6b-6b in Fig. 6a.
- Fig. 7a ist eine Ansicht eines Schnitts, der die Umgebung eines Fahrsteuerhebels 58 zeigt.
- 30 Fig. 7b ist eine perspektivische Ansicht, die einen von dem in Fig. 7a gezeigten Mechanismus nach unten fortgesetzten Teil zeigt.
- 35 Fig. 8 ist eine perspektivische Ansicht einer Ventileinheit 73 nach Fig. 3b.

1 Fig. 9a, 9b, 9c und 9d sind eine Draufsicht, eine rechte
Seitenansicht, eine linke Seitenansicht bzw. eine
vergrößerte Längsschnittansicht eines bei dem Aus-
5 führungsbispiel verwendeten Solenoidventils.

Fig. 10 ist eine Blockdarstellung, die schematisch den
Systemaufbau der Einrichtung nach Fig. 1 zeigt.

10 Fig. 11 ist eine Blockdarstellung eines Kunstherz-Antriebs-
mechanismus 300 nach Fig. 10.

Fig. 12a und 12b sind Blockschalbilder einer Kunstherz-
Steuereinheit 400 nach Fig. 10.

15 Fig. 12c ist ein Zeitdiagramm, das die Funktionsweise der
Schaltung nach Fig. 12a veranschaulicht.

Fig. 13 ist ein Blockschalbild, das den Aufbau von Mikro-
computern CPU1 und CPU2 zeigt.

20 Fig. 14 ist ein elektrisches Schaltbild, das die Gestaltung
eines Bedienungsfelds 600 zeigt.

25 Fig. 15 ist ein Blockschalbild einer in Fig. 10 gezeigten
Steuereinheit 75 für Rollstuhl-Antriebsmotoren.

Fig. 16 ist ein Blockschalbild einer in Fig. 10 gezeigten
Systemsteuereinheit 200.

30 Fig. 17a, 17b und 17c sind Ablaufdiagramme, die eine Be-
triebsablauf-Übersicht für eine Mikrocomputerein-
heit CPU3 zeigen.

35 Fig. 17d ist ein Zeitdiagramm, das Betriebsvorgänge der
Steuereinheit 75 für die Rollstuhl-Antriebsmotoren
zeigt.

- 1 Fig. 18a und 18b sind Ablaufdiagramme, die eine Betriebsablauf-Obersicht für die Mikrocomputereinheit CPU1 zeigen.
- 5 Fig. 19a und 19b sind Ablaufdiagramme, die eine Betriebsablauf-Obersicht für die Mikrocomputereinheit CPU2 zeigen.
- 10 Fig. 20 ist ein Ablaufdiagramm, das eine Betriebsablauf-Obersicht für eine Mikrocomputereinheit CPU4 zeigt.

Die Fig. 1 ist eine perspektivische Ansicht eines elektrisch betriebenen Rollstuhls, der mit einer Kunstherz-Antriebseinrichtung ausgestattet ist, während die Fig. 2a, 2b und 2c jeweils eine Draufsicht, eine Seitenansicht und eine Vorderansicht des Rollstuhls nach Fig. 1 sind. Bei der Beschreibung wird zuerst auf die Fig. 1, 2a, 2b und 2c Bezug genommen. Der elektrisch betriebene Rollstuhl ist mit vier Rädern versehen, nämlich mit Vorderrädern 51a, die verhältnismäßig klein sind und als Schwenkrollen gestaltet sind, und mit Hinterrädern 51b, die verhältnismäßig groß sind und gesondert durch voneinander unabhängige Motoren über (nicht gezeigte) Untersetzungsgetriebemechanismen angetrieben werden. An der linken und rechten Seite sind jeweils Armlehnen 25 52L bzw. 52R angebracht. Mit 53 ist eine Fußstütze bezeichnet, während mit 54 eine Rückenlehne bezeichnet ist.

Mit 56 ist nahe dem Fuß einer Tragsäule 55 für die linke Armlehne 52L eine Abdeckung für eine Öffnung für die Aufnahme von Röhren zum Betreiben des künstlichen Herzens bezeichnet. Wenn der Patient in dem Rollstuhl sitzt, ragen aus der Abdeckung 56 Röhren 57L und 57R für den Antrieb des künstlichen Herzens heraus. An dem Vorderrand einer jeden dieser Röhren für den Antrieb ist ein Verbindungselement 35 angeschlossen, über das das künstliche Herz mit der

- 1 Antriebseinrichtung hierfür verbunden wird. Mit TV ist ein klein bemessener Überwachungsbildschirm an dem vorderen Ende der Oberfläche der linken Armlehne 52L bezeichnet. Mit 58 ist ein aus dem vorderen Ende der Oberfläche der rechten Armlehne 52R vorstehender Steuerhebel für das Fahren des Rollstuhls bezeichnet. Gemäß der nachfolgenden Beschreibung ist dieser Steuerhebel 58 abnehmbar, so daß bei seiner Abnahme aus der Oberfläche der Armlehne 52R kein großer Hebel vorsteht, wie es in Fig. 1 gezeigt ist.
- 10 Ferner sind gemäß der nachfolgenden Beschreibung die Armlehnen 52L und 52R um die Tragsäulen 55 jeweils um 90° horizontal schwenkbar (nämlich entgegen dem Uhrzeigersinn bei der Armlehne 52L und im Uhrzeigersinn bei der Armlehne 52R).
- 15 Schalter SW1L und SW1R, die jeweils an den Unterseiten der Armlehnen 52L bzw. 52R angebracht sind, dienen zum Befehlen des Entriegelns der Armlehnen. Mit 59 ist eine Alarmanzeige der Antriebseinrichtung für das künstliche Herz bezeichnet, während mit 60 eine Alarmanzeige für den elektrisch betriebenen Rollstuhl bezeichnet ist. Jede dieser Alarmanzeigen enthält zwei Leuchtdioden, von denen eine in grüner Farbe den Normalzustand anzeigt, während die andere in roter Farbe das Auftreten irgendeiner Anormalität anzeigt.
- 20 Mit SW2 ist ein Aufwickelbefehl-Schalter für einen motorbetriebenen Röhrenaufwickelmechanismus bezeichnet; wenn dieser Schalter betätigt wird, werden die Röhren 57L und 57R für den Betrieb des künstlichen Herzens in dem Inneren des Rollstuhls aufgerollt. Mit 61 ist ein Schlüsselschalter für das künstliche Herz bezeichnet, mit 62 ist ein Anschlußelement für den elektrischen Anschluß eines Bedienungsfelds für das Einstellen und Befehlen von verschiedenen Steuerparametern der Antriebseinrichtung für das künstliche Herz bezeichnet, und mit 63 ist ein Anschlußelement für den elektrischen Anschluß eines externen Überwachungsbildschirms bezeichnet, der dem Überwachungsbildschirm TV auf der Arm-
- 35 lehne gleichartig ist. Mit 64 ist ein Alarmsummer bezeichnet.

1 der beim Auftreten einer Anomalität einen Alarm abgibt.

Die Fig. 3a und 3b sind jeweils auseinandergezogen dargestellte perspektivische Ansichten des Rollstuhls nach Fig.

5 1. In diesen Figuren sind kleinere Teile weggelassen. Die Fig. 3a zeigt hauptsächlich das Gehäuse des Rollstuhls, während die Fig. 3b ein Chassis des Rollstuhls und Hauptkomponenten der Antriebseinrichtung für das künstliche Herz zeigt. Diese Hauptkomponenten der Antriebseinrichtung für
10 das künstliche Herz und der elektrisch betriebene Rollstuhl werden nun anhand der Fig. 3a und 3b beschrieben.

Mit 71 ist ein Kompressor bezeichnet, mit 72 ist eine Unterdruckpumpe bezeichnet, mit 73 ist eine Ventileinheit
15 bezeichnet, mit 74 ist ein Schalldämpfer bezeichnet, mit 75 ist eine Steuereinheit für die Antriebsmotoren des Rollstuhls bezeichnet, mit 76a und 76b sind Batterien der Antriebseinrichtung für das künstliche Herz bezeichnet und mit 77a und 77b sind Batterien für den Antrieb des Roll-
20 stuhls bezeichnet. Mit M1 und M2 sind Motoren für den Antrieb des rechten bzw. des linken Hinterrads bezeichnet. Diese Motoren sind Gleichstrommotoren. Mit 78 ist eine Aufwickelvorrichtung mit einer Trommel zum Aufrollen der
25 Röhren für den Antrieb des künstlichen Herzens bezeichnet.

Die Fig. 4 zeigt einen Schnitt des mit der Antriebseinrichtung für das künstliche Herz ausgestatteten Rollstuhls. Gemäß Fig. 4 sind der Kompressor 71 und die Unterdruckpumpe 72 in einem Lärmschutzgehäuse angeordnet und stehen mit
30 der Umgebungsluft über den Schalldämpfer 74 in Verbindung. Beide Seitenteile und ein Oberteil des Gehäuses, das den Kompressor 71 und die Unterdruckpumpe 72 einschließt, sind aus Gummi hergestellt. Da durch die von dem Kompressor 71 und der Unterdruckpumpe 72 bzw. Saugpumpe erzeugte Wärme
35 die Temperatur im Inneren des Gehäuses ansteigt, liegt der

- 1 Strömungseinlaß des Kompressors 71 bei diesem Ausführungs-
beispiel gegenüber dem Innenraum so frei, daß die aus einer
Öffnung 74a des Schalldämpfers 74 zugeführte Luft niedriger
Temperatur in dem Innenraum zirkulieren kann. Die Unter-
5 druckpumpe 72 ist mit dem Schalldämpfer 74 über ein (nicht
gezeigtes) Rohr verbunden. Die Auslässe des Kompressors 71
und der Unterdruckpumpe 72 sind über Rohre 79 bzw. 80 mit
der Ventileinheit 73 verbunden. Mit 81 und 82 sind Druck-
auslässe für die Kunstherz-Antriebseinrichtungen zweier
10 Systeme bezeichnet. Bei diesem Ausführungsbeispiel sind alle
elektrische Steuereinrichtungen mit Ausnahme der Steuerein-
heit 75 für die Rollstuhl-Antriebsmotoren im Inneren (an
der Rückseite) der Rückenlehne 54 angebracht.
- 15 Die Konstruktion in der Umgebung der Trommel bzw. Aufwickel-
vorrichtung 78 ist in den Fig. 5a, 5b, 5c, 5d und 5e ge-
zeigt. Nach Fig. 5d sind an Öffnungen 83 und 84 Rohre ange-
schlossen, die jeweils zu den Auslässen 81 und 82 der An-
triebseinrichtung für das künstliche Herz führen. Ein er-
20stes Teil 85 hat zylindrische Form und ist mit einer axial
hindurchtretenden Bohrung 85a und mit einer Ausnehmung 85b
an seiner Umfangsfläche ausgestaltet. Ein zweites Teil 86
hat zylindrische Form mit Ausnahme des Teils nahe der Öff-
nung und ist derart auf den Außenumfang des ersten Teils
25 85 aufgesetzt, daß der Ausnehmung 85b Durchlässe 86a und
86b gegenüberstehen, von welchen der letztere mit der Öff-
nung 84 in Verbindung steht. Ein drittes Teil 89 ist über
Lager 87 und 88 drehbar auf den Außenumfang des zweiten
Teils 86 aufgesetzt. Das dritte Teil 89 ist mit einer den
30 Umfang des zweiten Teils 86 an einer der Ausnehmung 85b
des ersten Teils und dem Durchlaß 86a des zweiten Teils
gegenüberliegenden Stelle umgebenden Nut 89a und mit einer
Bohrung 89b ausgestaltet, die mit der Nut 89a in Verbindung
steht. Das dritte Teil 89 ist auch mit einer Bohrung 89c
35 versehen, die mit der Bohrung 85a des ersten Teils in Ver-
bindung steht.

- 1 An das dritte Teil 89 ist eine Röhrenhaspel, bzw. Röhren-
trommel 94 angeschlossen. Die Röhren 57R und 57L für den
Antrieb des künstlichen Herzens sind jeweils mit einem En-
de an die als Auslässe dienenden Bohrungen 89b bzw. 89c
5 des dritten Teils angeschlossen und erstrecken sich von
diesen Anschlüssen nach außen, wobei sie längs der Umfangs-
fläche der Röhrentrommel 94 aufgewickelt werden. Mit 90,
91, 92 und 93 sind Dichtungsringe bezeichnet.
- 10 In der Fig. 5e ist mit M3 ein Motor zum Aufwickeln der Röh-
ren bezeichnet, der bei diesem Ausführungsbeispiel durch
einen Schrittmotor gebildet ist. Der Motor M3 ist an einem
plattenförmigen Halteteil bzw. einer Halteplatte 95 befe-
stigt und an seiner Antriebswelle mit einer Trommelantriebs-
15 rolle 96 versehen. Die Halteplatte 95 ist an einem Ende
drehbar an einem Drehpunkt P gelagert und an dem anderen
Ende durch einen Tauchkolben 97a eines elektromagnetischen
Stellglieds 97 gehalten.
- 20 Die Halteplatte 95 wird normalerweise durch die Kraft einer
Druckschraubenfeder 97b angehoben, wird aber bei der Erre-
gung des Solenoids des elektromagnetischen Stellglieds 97
durch dieses nach unten gestoßen, wodurch die Trommelan-
triebsrolle 96 gegen eine Umfangsfläche 94a der Röhrentrom-
25 mel 94 gedrückt wird.
- Die Beschreibung erfolgt nun anhand der Fig. 5a, 5b und 5c.
An der Außenseite der Röhrentrommel 94 sind längs deren
Umfangsfläche acht drehbare Teflon-Rollen so angeordnet,
30 daß das Heruntergleiten der Röhren 57R und 57L von der
Röhrentrommel 94 verhindert wird. Das Paar von der Röhren-
trommel 94 weg geführter Röhren 57R und 57L läuft durch
eine Röhrenführung, die durch drei Teile aus drehbaren
Teflon-Rollen 99a und 99b, 100a und 100b sowie 101a und
35 101b gebildet ist, welche jeweils an dem mittleren Bereich

- 1 ausgenommen sind, damit sich die Röhren nicht verflechten
oder im Gehäuse verfangen.

5 Bei diesem Ausführungsbeispiel werden die Röhren für den
Antrieb des künstlichen Herzens so geführt, daß diese
Rollenpaare in einer schräg verlaufenden Kurve angeordnet
sind und die Abmessungen der Rollen entsprechend ihrem Ab-
stand von der Trommel zunehmen. Nahe dem Durchlaß für die
10 Röhren 57L und 57R ist ein Näherungsschalter bzw. Sensor
102 zur Erfassung von Magnetismus angebracht, während die
Röhre 57L an demjenigen Teil, der dem Näherungsschalter 102
gegenüberliegt, wenn die Röhre vollständig aufgewickelt
ist, mit einem Eisenteil 103 versehen ist.

15 Die Fig. 6b zeigt den Stützaufbau für die Armlehnen-Trag-
säule 55 usw. bei der Ansicht von einer Linie VIa-VIa in
Fig. 2c, während die Fig. 6b einen Schnitt in der Ansicht
von der Linie VIb-VIb in Fig. 6a zeigt. Gemäß den Fig. 6a
und 6b hat die Tragsäule 55 zylindrische Form und ist an
20 ihrem unteren Teil mit einem halbkreisförmigen Flansch 55a
versehen. Die Drehung der Tragsäule 55 in einer Richtung
wird dadurch begrenzt, daß ein Ende des Flansches 55a gegen
einen vorspringenden Teil 110 an dem Gehäuse stößt, während
die Drehung in der anderen Richtung durch einen vorsprin-
25 genden Teil 111 an dem Gehäuse oder durch einen vorsprin-
genden Teil 112a eines Arms 112 begrenzt ist.

Der Arm 112 ist an einem Ende drehbar durch einen Stift 113
gelagert und an dem anderen Ende durch ein elektromagneti-
30 sches Stellglied 114 gehalten. Normalerweise wird der Arm
112 durch eine Feder 114a zu der Tragsäule 55 hin gedrückt,
so daß bei diesem in Fig. 6a gezeigten Zustand der Flansch
55a durch den vorspringenden Teil 110 des Gehäuses und den
vorspringenden Teil 112a des Arms verriegelt wird.

35

1 Wenn das Solenoid des elektromagnetischen Stellglieds 114
erregt wird, wird ein Tauchkolben 114b eingezogen, wodurch
der Arm 112 im Uhrzeigersinn schwenkt, so daß der vorsprin-
5 gende Teil 112a von dem Flansch 55a gelöst wird. Infolge-
dessen wird die Tragsäule 55 aus ihrem Verriegelungszustand
freigegeben. Bei diesem Zustand ist die Bewegung des Flanschs
55a durch die vorspringenden Teile 110 und 111 des Gehäuses
begrenzt, so daß die Tragsäule, nämlich die Armlehne 52L
10 um einen Schwenkwinkel im Bereich bis zu 90 Grad drehbar
wird.

Ferner ist nahe einem Ende des Arms 112 ein Mikroschalter
SW3L für die Erfassung einer Stellung des Arms 112 ange-
15 bracht (während an der anderen Armlehne ein weiterer Mikro-
schalter SW3R angebracht ist). Bei dem in Fig. 6a gezeigten
Verriegelungszustand der Armlehne ist der Schalter einge-
schaltet, während er bei dem Entriegelungszustand der Arm-
lehne ausgeschaltet ist. Die für die Verbindung der Schal-
20 ter und anderer Einrichtungen an der Armlehne mit dem Ein-
richtungshauptteil verwendeten Leitungen werden durch eine
Innenbohrung der Tragsäule 55 geführt.

In der Fig. 7a ist die Umgebung des Fahrsteuerhebels 58 ge-
25 zeigt. Ein unteres Ende 58a des Steuerhebels hat einen ver-
ringerten Durchmesser und wird in die Ausnehmung einer un-
teren Haltefassung 115 eingesetzt. Der Steuerhebel 58 ist
mit einer durch seine Mitte mit Ausnahme eines Teils an dem
Ende 58a hindurchtretenden Bohrung ausgebildet, in die eine
30 Stange 116 eingesetzt ist. An der unteren Seite eines auf-
geweiteten Teils der Stange 116 an deren unterem Ende ist
eine Druckfeder 117 angeordnet, während an der oberen Seite
des aufgeweiteten Teils kleine Kügelchen 118a und 118b an-
geordnet sind. An den den kleinen Kügelchen 118a und 118b
35 benachbarten Stellen ist das Ende 58a des Steuerhebels mit
Öffnungen versehen, deren Durchmesser geringfügig kleiner

- 1 als derjenige der kleinen Kugelchen 118a und 118b ist.

Bei dem in Fig. 7a gezeigten Zustand wird daher die Stange 116 durch die Kraft der Feder 117 hochgeschoben, wodurch
 5 die kleinen Kugelchen 118a und 118b gleichfalls hochgeschoben werden und über die genannten Öffnungen geringfügig zur Außenseite des Steuerhebels 58 herausragen. Hierbei wird der die Kugelchen enthaltende Außendurchmesser des Endes 58a des Steuerhebels so gewählt, daß er größer
 10 als der Innendurchmesser der oberen Ausnehmung der Haltefassung 115 ist. Auf diese Weise wird der Steuerhebel 58 in dieser Stellung verriegelt und kann auch mit einer nach oben gerichteten Kraft nicht herausgezogen werden.

- 15 Wenn andererseits an dem Steuerhebel 58 eine die Stange 116 nach unten schiebende Kraft ausgeübt wird, wird die die kleinen Kugelchen 118a und 118b nach außen schiebende Kraft aufgehoben, so daß die Kugelchen aus den Öffnungen im Ende 58a des Steuerhebels heraustreten, wodurch der Steuerhebel
 20 entriegelt wird. Infolgedessen kann der Steuerhebel 58 leicht herausgezogen werden. Die Haltefassung 115 ist mit einem Mikroschalter SW4 für das Erfassen des Vorhandenseins des Steuerhebels 58 versehen. Der Kontakt des Schalters SW4 wird eingeschaltet, wenn gemäß der Darstellung in Fig. 7a
 25 der Steuerhebel 58 eingesetzt ist, und ausgeschaltet, wenn der Steuerhebel herausgezogen ist.

Die Haltefassung 115 ist an einem unteren kugelförmigen Teil 115a derselben so gelagert, daß sie um den Teil 115a herum
 30 frei drehbar ist. Aus dem kugelförmigen Teil erstreckt sich nach unten ein langer Stab 115b, dessen unteres Ende gemäß der Darstellung in Fig. 7b gestaltet ist.

Nach Fig. 7b sind zwei halbkreisförmige dünne Platten 119
 35 und 120 unter rechtem Winkel übereinandergesetzt. In den

1 Platten 119 und 120 sind jeweils durchgehende langgestreckte
Schlitze 119a bzw. 120a ausgebildet, während in den Über-
kreuzungsteil zwischen den beiden Schlitzen 119a und 120a
5 der Stab 115b eingeführt ist. Die Platten 119 und 120 sind
an ihren beiden Enden drehbar gelagert. Die Platte 119 ist
an einem Ende an die Drehwelle eines veränderbaren Wider-
stands 121 angeschlossen, während die Platte 120 an einem
Ende an die Drehwelle eines veränderbaren Widerstands 122
10 angeschlossen ist.

Die äußere Gestaltung der Ventileinheit 43 ist in der Fig.
8 gezeigt. Gemäß der Darstellung in Fig. 8 weist die Ven-
tileinheit 73 eine Anzahl von Solenoidventilen und Druck-
fühlern auf. Im Inneren eines kastenähnlichen Gehäuses
15 sind verschiedenerlei Bohrungen zur Strömungsverbindung
von Durchlässen ausgebildet, wodurch die Erfordernis von
Rohren entfällt, welche zum Verbinden der Durchlässe für
die einzelnen Solenoidventile verwendet werden. Bei diesem
Ausführungsbeispiel werden zwölf Solenoidventile gleichen
20 Aufbaus verwendet. Obzwar dies in der Fig. 8 nicht darge-
stellt ist, werden vier Druckfühler verwendet. Mit 73a ist
ein Unterdruckeinlaß bezeichnet, mit 73b ist ein Überdruck-
einlaß bezeichnet und mit 81 und 82 sind die Druckauslässe
für die unabhängigen Systeme bezeichnet. Die an diese Aus-
25 lässe angeschlossenen Rohre sind ihrerseits mit den Öffnun-
gen 83 und 84 des Röhrenaufwickelmechanismus verbunden.

Ferner ist die Ventileinheit 73 an dem nicht dargestellten
Teil mit weiteren Auslässen für die Druckabgabe aus den
30 gleichen Systemen wie denjenigen für die Auslässe 81 und
82 versehen. Die an diese weiteren Auslässe angeschlossenen
Rohre sind ihrerseits unter Umgehung des Röhrenaufwickel-
mechanismus direkt mit einem in Fig. 2c gezeigten Luftrohr-
anschluß 123 für Notfälle verbunden. Dieser Anschluß wird
35 dann benutzt, wenn irgendeine Anomalie an den Röhren 571.

1 und 57R für den Antrieb des künstlichen Herzens auftritt, wobei der Auslaß für diesen Anschluß normalerweise geschlossen ist.

5 Die Fig. 9a, 9b, 9c und 9d zeigen eine Draufsicht, eine rechte Seitenansicht, eine linke Seitenansicht und eine vergrößerte Längsschnittansicht eines jeweiligen, in Fig. 8 gezeigten Solenoidventils (elektromagnetischen Steuer-
10 noidventils). Gemäß den Fig. 9a, 9b, 9c und 9d hat das Solenoidventil ein Ventilgehäuse 11, in dem ein erster Durchlaß 12 und ein zweiter Durchlaß 13 ausgebildet sind. Der Innenraum des Gehäuses 11 ist durch einen Ventilsitz 14 in eine erste Innenkammer 15 in Verbindung mit dem ersten Durchlaß 12 und eine zweite Innenkammer 16 in Verbindung
15 mit dem zweiten Durchlaß 13 aufgeteilt. An dem Ventilgehäuse 11 ist über ein Dichtungsmaterial 17 ein Spulengehäuse 18 aus magnetischem Material befestigt.

20 In das Spulengehäuse 18 ein Spulenkörper 20 eingesetzt, um den eine Wicklung 19 gewickelt ist und der von einem Paar Sockel 21 und 22 aus magnetischem Material getragen ist. An dem Sockel 21 ist ein feststehender Kern 23 aus magnetischem Material befestigt. Der Kern 23 hat einen mittigen Hohlraum, durch den hindurch sich eine Führungsstange 24
25 aus nichtmagnetischem Material erstreckt. An der Führungsstange 24 ist ein bewegbarer Kern 25 aus magnetischem Material befestigt. Ein Ende der Führungsstange 24 wird durch eine Schraubenfeder 26 nach links gedrückt. Das andere Ende der Führungsstange 24 tritt durch ein Lager 27 und einen
30 Balgen bzw. eine Manschette 28 hindurch; während an seinem äußersten Endteil ein Ventilkörper 29 befestigt ist. Der Innenraum des Balgens 28 steht über kleine Öffnungen 30 und 37 mit der ersten Innenkammer 15 (bei dem dargestellten Zustand) oder mit der zweiten Innenkammer 16 (bei der Verstellung der Führungsstange 24 nach rechts) in Verbindung.
35

1 Wenn die Wicklung 19 erregt wird, bewirkt dies einen Magnetfluß auf dem Kreis Kern 23 — Kern 25 — Sockel 22 — Gehäuse 18 — Sockel 21 — Kern 23, so daß an dem Kern 25 eine Kraft wirkt, die den Kern 25 zu dem Kern 23 zieht; dadurch
5 wird die Führungsstange 24 nach rechts bis zu einer Stelle bewegt, an der diese Anziehungskraft durch die Abstoßkraft der Schraubenfeder 26 ausgeglichen wird. Infolgedessen wird der Ventilkörper 29 von dem Ventilsitz 14 um eine Strecke entfernt, die der Anziehungskraft entspricht. Eine Stirnfläche 23a des Kerns 23 hat W-artige Form, während eine
10 Stirnfläche 25a des Kerns 25 eine zur Aufnahme des mittleren Vorsprungs der gegenüberliegenden Stirnfläche 23a vertiefte Form hat. Ferner sind innere Seitenflächen 23b der beiden Randvorsprünge bei der W-artigen Form verjüngt. Durch diese
15 verjüngten bzw. konischen Formen wird das Verhältnis eines Erregungswerts zu einer Bewegungsstrecke der Führungsstange 24 (nämlich einem Spalt zwischen den Stirnflächen 23a und 25a) so gestaltet, daß in einem weiteren Bereich ein proportionaler Zusammenhang besteht. Ferner hat das Solenoidventil dieser Art ein gutes Ansprechvermögen hinsichtlich
20 seines bewegbaren Teils, was eine schnelle Steuerung des Öffnens und Schließens erlaubt.

25 Die Fig. 10 ist eine schematische Funktionsdarstellung der ganzen Einrichtung nach Fig. 1. In der Fig. 10 sind mit 1R und 1L künstliche Herzen bezeichnet. Wenn an diese künstlichen Herzen 1R und 1L abwechselnd Überdruck und Unterdruck angelegt wird, wird eine darin angeordnete Membran impulsartig versetzt, um damit Blut in einer bestimmten, durch
30 die Wirkung von Ventilen festgelegten Richtung zu befördern. Zum Anlegen der Drücke an die künstlichen Herzen 1R und 1L verwendete Röhren 2a und 2b werden über auf ihre Enden aufgesetzte Verbindungsstücke mit den Röhren 57R bzw. 57L für den Antrieb der künstlichen Herzen verbunden.

1 Ein Kunstherz-Antriebsmechanismus 300 für das Zuführen der
Luft unter vorbestimmtem Druck zu den künstlichen Herzen
1R und 1L wird elektrisch mittels einer Steuereinheit 400
für die künstlichen Herzen gesteuert. Eine Anzeigesteuer-
5 einheit 500 erzeugt ein zusammengesetztes Videosignal für
die Darstellung von Informationen aus der Steuereinheit 400
an dem Bildschirm TV. Die Anzeigesteuereinheit 500 kann
durch eine im Handel erhältliche Einheit gebildet sein,
welche einen Anzeigesignalspricher, einen Zeichengenerator
10 (Festspeicher), integrierte Schaltungen zur Anzeigesteuerung
usw. enthält. Ein Bedienungsfeld 600 ist ein Schalterfeld
für das Ändern und Befehlen von verschiedenerlei Ansteuer-
ungsparametern für das künstliche Herz und ist an die
Steuereinheit 400 anschließbar. Es ist anzumerken, daß in
15 einem Festspeicher in der Steuereinheit 400 als Ansteuerungs-
parameter von vorneherein Optimalwerte eingespeichert wer-
den und praktisch keine Notwendigkeit besteht, das Schal-
terfeld zu benutzen.

20 Die Steuereinheit 75 für die Rollstuhl-Antriebsmotoren
dient zum Steuern der Gleichstrommotoren M1 und M2, die be-
trieblich mit den Hinterrädern 51b des Rollstuhls verbunden
sind. Eine Systemsteuereinheit 200 liest Schaltzustände
von verschiedenerlei Schaltern ein, sendet ein Signal an-
25 die Kunstherz-Steuereinheit 400 und steuert das Ein- und
Ausschalten der Steuereinheit 75, des Bildschirms TV usw.

Die Einzelheiten des in Fig. 10 gezeigten Antriebsmechanis-
mus 300 für die künstlichen Herzen sind in der Fig. 11 ge-
30 zeigt. Gemäß Fig. 11 stehen der Kompressor 71 und die Un-
terdruckpumpe 72 mit der Außenluft über den Schalldämpfer
74 in Verbindung. An die Druckauslässe des Kompressors 71
und der Unterdruckpumpe 72 ist eine Anzahl von Solenoid-
ventilen usw. angeschlossen, wobei diese Bauteile in zwei
35 Systeme aufgeteilt sind. Ein System dient für den Antrieb



1 des rechten künstlichen Herzens 1R, während das andere
System zum Antrieb des linken künstlichen Herzens 1L dient.

5 Zuerst wird das rechte System beschrieben. Mit 131 ist ein
Druckregelventil für das Einstellen des an das künstliche
Herz anzulegenden Oberdrucks bezeichnet, das hinsichtlich
seines Öffnens und Schließens entsprechend einem Ausgangs-
signal eines Druckfühlers PS1 gesteuert wird, welcher an
10 dem Auslaß des Ventils angeordnet ist. Mit 132 ist ein So-
lenoidventil bezeichnet, das zur Ein- und Ausschaltsteue-
rung für das Anlegen des durch das Druckregelventil 131 usw.
bestimmten Oberdrucks an das künstliche Herz 1R dient. Ein
zu dem Druckregelventil 131 parallel geschaltetes Solenoid-
ventil 135 dient zum Kompensieren einer Druckverringern-
15 die bei dem Anstieg des an das künstliche Herz angelegten
Drucks auftritt. Gleichermäßen wird mit einem Solenoidven-
til 133 der Unterdruck eingeregelt, während ein Solenoid-
ventil 134 die Ein- und Ausschaltsteuerung des an das künst-
liche Herz angelegten Unterdrucks herbeiführt und ein Sole-
20 noidventil 136 eine Druckverringerng kompensiert. Ein
Druckfühler PS3 erfaßt den Unterdruck in diesem System.
Das linke System ist auf gleichartige Weise gestaltet. D.h.,
Solenoidventile 137, 138 und 141 sind jeweils ein Druckre-
gelventil, ein Druck-Einschalt/Ausschaltventil und ein
25 Druckkompensationsventil für das Oberdrucksystem, während
Solenoidventile 139, 140 und 142 jeweils ein Druckregel-
ventil, ein Druck-Einschalt/Ausschaltventil bzw. ein Druck-
kompensationsventil für das Unterdrucksystem sind. Druck-
fühler PS2 und PS4 dienen zum Erfassen des Drucks in dem
30 Oberdrucksystem bzw. dem Unterdrucksystem.

Die Gestaltung der in Fig. 10 gezeigten Steuereinheit für
die künstlichen Herzen ist in den Fig. 12a und 12b gezeigt.
Dieser Schaltungsaufbau führt zunächst gemäß Fig. 12a die
35 Druckeinstellsteuerung bzw. Druckregelung aus. Im einzelnen

1 wird jeweils entsprechend den beiden Signalen aus den Druck-
fühlern PS1, PS2, PS3 und PS4 und vorgewählten Druckwerten
das Öffnen und Schließen der Solenoidventile 131, 137, 133
5 und 139 gesteuert. Dieser Schaltungsaufbau selbst wird
durch eine Mikrocomputereinheit CPU1 gesteuert.

Analogsignale RPP, LPP, RNP und LNP aus den Druckfühlern
PS1, PS2, PS3 und PS4 werden über ein Verbindungsteil J5
an einen Analog/Digital-Wandler Z16 angelegt. Der A/D-
10 Wandler Z16 ist mit acht Eingangskanälen ausgestattet und
hat ein Auflösungsvermögen von 12 Bits. Mit EOC ist ein
Ausgangsanschluß für ein Signal zur Anzeige des Abschlusses
der Umsetzung bezeichnet, mit STROBE ist ein Eingangs-
anschluß für die Eingabe des Befehls zur Umsetzung bezeichnet,
15 mit EN1, EN2 und EN3 sind Eingangsanschlüsse zum Steuern
der Ausgangsfreigabe oder Ausgangssperrung der umgesetzten
digitalen Daten bezeichnet und mit A1, A2, A4 und A8 sind
Eingangsanschlüsse zum Bestimmen der Eingangskanäle be-
zeichnet. Der A/D-Wandler Z16 ist über ein Verbindungs-
20 teil J4 mit der Mikrocomputereinheit CPU1 verbunden.

Die Solenoide der Druckregelventile 131, 137, 133 und 139
sind an ein Verbindungsteil J3 angeschlossen. Mit SSR1,
SSR2, SSR3 und SSR5 sind Festkörperrelais für das Ein- und
25 Ausschalten der Erregung dieser Solenoide bezeichnet, wo-
bei diese Relais durch Ausgangssignale der Mikrocomputer-
einheit CPU1 über eine Pufferstufe Z15 gesteuert werden.
Ein Teil der Signalleitungen aus dem Bedienungsfeld 600
ist an ein Verbindungsteil J1 angeschlossen. Die an das
30 Verbindungsteil J1 angelegten Signale werden ihrerseits
über einen Puffer BF1 und eine Entprellschaltung CH1 an
die Eingänge des Mikrocomputers CPU1 angelegt. An einen
Teil der Eingänge der Mikrocomputereinheit CPU1 werden
die Signale aus der Systemsteuereinheit 200 angelegt. An
35 andere Kanäle der Mikrocomputereinheit CPU1 ist die Anzeige-

1 steuereinheit 500 angeschlossen.

Der in Fig. 12b dargestellte Schaltungsaufbau dient zur
5 Steuerung der Solenoidventile 132, 138, 134 und 140 für
das Ein- und Ausschalten des Drucks sowie der Solenoid-
ventile 135, 141, 136 und 142 für die Druckkompensation.
Dieser gesamte Schaltungsaufbau wird durch eine Mikrocom-
putereinheit CPU2 gesteuert. Die Erregung der Solenoide
10 der Solenoidventile 132, 138, 134 und 140 wird jeweils
durch Festkörperrelais SSR5, SSR6, SSR7 und SSR8 gesteuert,
welche ihrerseits durch entsprechende Ausgangssignale der
Mikrocomputereinheit CPU2 gesteuert werden.

15 An die zur Steuerung der Festkörperrelais SSR5, SSR6, SSR7
und SSR8 verwendeten Ausgänge der Mikrocomputereinheit CPU2
sind jeweils parallel Treiberschaltungen DV1, DV2, DV3 bzw.
DV4 angeschlossen. Die Treiberschaltungen DV1 bis DV4 ha-
ben alle den gleichen Aufbau.

20 Ein Teil der Signalleitungen aus dem Bedienungsfeld 600 ist
an ein Verbindungsteil J6 angeschlossen. Die an das Ver-
bindungsteil J6 angelegten Signale werden ihrerseits über
einen Puffer BF2 und eine Entprellschaltung CH2 an die Ein-
gänge der Mikrocomputereinheit CPU2 angelegt. Andere Ein-
25 gänge bzw. Anschlüsse der Mikrocomputereinheit CPU2 sind
mit der Systemsteuereinheit 200 und der Anzeigesteuer-
einheit 500 verbunden.

Es wird nun die Treiberschaltung DV1 beschrieben. Mit TG
30 ist eine Triggerschaltung für das Erfassen des Abfallens
eines Eingangssignals bezeichnet, während mit TM1 und TM2
Zeitgeber bezeichnet sind.

Die Betriebszeiten usw. der Treiberschaltung DV1 sind in
35 der Fig. 12c dargestellt. Gemäß Fig. 12c wird unter einer
vorbestimmten Periode das Festkörperrelais SSR5 wiederholt



1 ein- und ausgeschaltet und dementsprechend das Solenoid-
ventil 132 geöffnet und geschlossen. Durch das Abfallen
des Signals für die Steuerung des Festkörperrelais SSR5
werden die Zeitgeber TM1 und TM2 getriggert. Durch das
5 Triggern wird der Ausgangspegel des Zeitgebers TM1 auf
den Pegel II umgeschaltet und von dieser Umschaltung an für
eine Dauer T1 auf diesem Pegel II gehalten. Der Zeitgeber
TM2 wird gleichfalls zum Umschalten auf den Pegel II ge-
triggert und hält dann für eine Zeitdauer T2 den Pegel
10 II fest. Die Zeiten T1 und T2 werden so gewählt, daß $T1 < T2$
gilt.

Das Festkörperrelais SSR9 zum Steuern des Solenoidventils
135 wird dann eingeschaltet, wenn das Ausgangssignal des
15 Zeitgebers TM1 den Pegel I und das Ausgangssignal des Zeit-
gebers TM2 den Pegel II hat, nämlich nur während einer Zeit
 $T3 = T2 - T1$. Die Zeit T3 liegt im Zeitraum des Abschaltens
des Festkörperrelais SSR5, nämlich des Schließens des So-
lenoidventils 132, so daß der höhere Druck aus dem Kompres-
20 sor 71 niemals direkt an das künstliche Herz angelegt wird.
Obzwar der Druck an dem Auslaß des Solenoidventils 131 nach
dem Öffnen des Solenoidventils 135 etwas höher als der ein-
gestellte Druck wird, wird der Druck an dem künstlichen
Herzen niemals höher als der eingestellte Druck, da der
25 Auslaßdruck des Solenoidventils 131 unmittelbar nach dem
darauffolgenden Öffnen des Solenoidventils 132 unter den
vorbestimmten Druck abgesenkt wird. Bei diesem Ausführungs-
beispiel erfolgt eine Zusammenfassung an den Druckauslässen
der Druckregelventile 131, 137, 133 und 139. Alternativ
30 werden die Solenoidventile 135, 141, 136 und 142 unter ei-
ner vorbestimmten Zeitsteuerung während der Schließdauer
der Solenoidventile 132, 138, 134 bzw. 140 geöffnet, wo-
durch an dem künstlichen Herzen die Druckkurvenform mit dem
scharfen Anstieg gemäß der Darstellung in Fig. 12c auftritt.
35 Falls die Druckkompensations-Solenoidventile 135, 141, 136

1 und 142 nicht geöffnet werden, wird der Anstieg der Druck-
kurvenform gemäß der Darstellung durch eine strichpunktier-
te Linie verzögert. Bei dem dargestellten Ausführungsbei-
spiel sind zwar die Druckkompensations-Solenoidventile so-
5 wohl im Überdrucksystem als auch im Unterdrucksystem vor-
gesehen, jedoch wurde festgestellt, daß in der Praxis ein
zufriedenstellendes Ergebnis auch dann erzielt werden kann,
wenn diese Solenoidventile nur in dem Überdrucksystem vor-
gesehen werden.

10 Die bei diesem Ausführungsbeispiel verwendeten Mikrocompu-
tereinheiten CPU1 und CPU2 sind Einzelplatinen-Mikrocompu-
tereinheiten H62SC01 von Hitachi Ltd. Die gesamte Gestal-
tung der Mikrocomputereinheit H62SC01 ist in der Fig. 13
15 gezeigt. Gemäß Fig. 13 weist jede Einheit einen Mikropro-
zessor 6802, Eingabe/Ausgabeeinheiten, Zeitgeber, Schreib/
Lesespeicher, Festspeicher usw. auf.

20 Die Fig. 14 zeigt den Aufbau des Bedienungsfelds 660. Gemäß
Fig. 14 dienen Schalter SW1', SW2', SW3', SW4', SW5', SW6',
SW7' und SW8' zur Abgabe von Befehlen für die Druckeinstel-
lung, und zwar zum Befehlen des Anhebens des Überdrucks
links, des Absenkens des Überdrucks links, des Anhebens des
Unterdrucks links, des Absenkens des Unterdrucks links,
25 des Anhebens des Überdrucks rechts, des Absenkens des Über-
drucks rechts, des Anhebens des Unterdrucks rechts bzw. des
Absenkens des Unterdrucks rechts. Schalter SW9', SW10',
SW11' und SW12' dienen zum Einstellen des an dem künstlichen
Herzen angewandten Einschaltverhältnisses des Überdrucks
30 zu dem Unterdruck, und zwar zum Befehlen der Erhöhung des
Einschaltverhältnisses links, der Absenkung des Einschalt-
verhältnisses links, der Erhöhung des Einschaltverhältnis-
ses rechts bzw. der Absenkung des Einschaltverhältnisses
rechts. Mit SW13' und SW14' sind Schalter zum Befehlen des
35 Steigerns bzw. Verringerns des Herztaktes bezeichnet.

- 1 Die Fig. 15 zeigt Einzelheiten der in Fig. 10 gezeigten
Steuereinheit 75 für die Rollstuhl-Antriebsmotoren. Gemäß
Fig. 15 sind die Rollstuhl-Antriebsmotoren M1 und M2 an ge-
sonderte Treiberschaltungen MD1 bzw. MD2 angeschlossen.
5 Die Treiberschaltungen MD1 und MD2 sind jeweils eine H-
bzw. Gegentaktbrücken-Treiberschaltung, bei denen dann,
wenn eines von auf einer Diagonale liegenden Schaltelemen-
ten eingeschaltet wird, in einem Anker des Motors Strom in
einer vorbestimmten Richtung fließt, so daß der Motor in
10 einer vorbestimmten Richtung dreht.

Parallel zu dem Anker des Motors M1 ist der Kontakt eines
Relais RL1 geschaltet. Dieser Kontakt ist normalerweise
geschlossen bzw. ein Ruhekontakt. Daher wird der Kontakt
15 beim Einschalten des Relais RL1 geöffnet, jedoch beim Aus-
schalten geschlossen, so daß eine dynamische Bremsung her-
beigeführt wird. Der Motor M2 weist eine gleichartige Brems-
schaltung auf.

- 20 Die beiden Motortreiberschaltungen MD1 und MD2 werden durch
einen Mikrocomputer CPU3 gesteuert. Die Motortreiberschal-
tung MD1 ist über eine Pufferschaltung BF3 an Ausgänge O1,
O2 und O3 des Mikrocomputers CPU3 angeschlossen, während
die Motortreiberschaltung MD2 über die Pufferschaltung BF3
25 an Ausgänge O4, O5 und O6 des Mikrocomputers CPU3 ange-
schlossen ist. Dem Mikrocomputer CPU3 wird eine Versorgungs-
spannung Vcc aus einer stabilisierten Stromversorgungsschal-
tung bzw. einem Spannungsregler RPS zugeführt. Der Eingang
des Spannungsreglers RPS ist über ein Relais RL3 an eine
30 Batterie mit 24V angeschlossen. Das Relais RL3 wird durch
die Systemsteuereinheit 200 gesteuert.

Die Schleifer der beiden, mit dem Steuerhebel 58 verbunde-
nen veränderbaren Widerstände bzw. Potentiometer 121 und
35 122 sind mit einem ersten bzw. einem zweiten Kanal CH1 bzw.

1 CH2 eines Analog/Digital-Wandlers AD2 verbunden, dessen
Ausgänge D0 bis D7 mit Eingängen des Mikrocomputers CPU3
verbunden sind. An die beiden Potentiometer 121 und 122
5 wird aus dem Spannungsregler RPS eine vorbestimmte konstante Spannung angelegt.

Die Fig. 16 zeigt ausführlich den Aufbau der Systemsteuer-
einheit 200 nach Fig. 10. Gemäß Fig. 16 wird die System-
steuereinheit 200 durch einen Mikrocomputer CPU4 gesteuert.
10 Die Eingänge des Mikrocomputers CPU4 sind mit den verschiedenen Schaltungen SW1L, SW1R, SW3L, SW3R, SW4 und 102 über eine Pufferschaltung BF4 verbunden.

Der Aufwickelbefehl-Schalter SW2 ist über die Pufferschal-
15 tung BF4 mit einer Schrittmotor-Treiberstufe PMD und einer Solenoid-Treiberstufe SD1 verbunden. Die Treiberstufe PMD treibt den Aufwickel-Motor M3 an, während die Treiberstufe SD1 ein Solenoid SL3 des elektromagnetischen Stellglieds
20 97 speist. Eine an einen Ausgang des Mikrocomputers CPU4 angeschlossene Schaltung mit Festkörperrelais SSR13 und SSR17 usw. dient zur Ansteuerung des in Fig. 15 gezeigten Stromversorgungsrelais RL3. An Ausgänge des Mikrocomputers CPU4 angeschlossene Festkörperrelais SSR14 und SSR15 dienen
25 zum Speisen der Solenoide der elektromagnetischen Stellglieder 114 für das Verriegeln der linken bzw. rechten Armlehne.

Mit BZ ist ein Warnsummer bezeichnet. Mit LE1 und LE2 sind
30 Leuchtdioden bezeichnet, die eine Alarmanzeige für das Kunstherzsystem abgeben und die in der in Fig. 2a gezeigten Alarmanzeige 59 angebracht sind. Mit LE3 und LE4 sind Leuchtdioden bezeichnet, die einen Alarm hinsichtlich des Rollstuhlsystems anzeigen und in der Alarmanzeige 60 ange-
35 bracht sind. Die Leuchtdioden LE1 und LE3 geben rotes Licht ab, während die Leuchtdioden LE2 und LE4 grünes Licht abgeben.



1 Ein an einen Ausgang des Mikrocomputers CPU4 angeschlosse-
nes Festkörperrelais SSR16 dient zur Ein- und Ausschal-
steuerung der Stromversorgung des Bildschirms TV. Ein Schal-
5 ter SW5 ist ein von Hand betätigbarer Schalter für das Ein-
und Ausschalten des Bildschirms TV. Mit IF1, IF2, IF3 und
IF4 sind Schnittstellenschaltungen für die Übertragung von
Signalen zu anderen Schaltungen bezeichnet. Die Schnittstel-
lenschaltungen IF1 und IF2 sind mit der Mikrocomputereinheit
10 CPU1 verbunden, während die Schnittstellenschaltungen IF3
und IF4 mit dem Mikrocomputer CPU3 verbunden sind. Diese
Schnittstellenschaltungen IF1, IF2, IF3 und IF4 weisen je-
weils einen Inverter, einen Fotokoppler PC1 usw. auf.

15 Die Fig. 17a, 17b und 17c veranschaulichen die gesamte Funk-
tionsweise des Mikrocomputers CPU3 nach Fig. 15, während
die Fig. 17d ein Beispiel für die Betriebszeitsteuerung
zeigt. In der Fig. 17a ist eine Hauptroutine dargestellt,
in der Fig. 17b ist eine Spannungsabfrage-Unterroutine dar-
gestellt und in der Fig. 17c ist eine Unterbrechungs-Verar-
20 beitungsroutine dargestellt.

Es wird nun der gesamte Betriebsablauf beschrieben. Bei
diesem Ausführungsbeispiel werden zur Verringerung von Lei-
stungsverlusten die beiden Gleichstrommotoren M1 und M2
25 einer Schaltsteuerung unterzogen, wobei die Impulsbreite
der Einschaltimpulse entsprechend den Stellungen der mit
dem Steuerhebel 58 verbundenen Potentiometer 121 und 122
moduliert wird, um dadurch eine Motordrehzahl einzustellen.

30 Wenn an den Ausgängen 02 und 05 des Mikrocomputers CPU3 po-
sitive Impulse anliegen, werden die beiden Motoren M1 und
M2 in Vorwärtsrichtung angetrieben, während beim Anliegen
von positiven Impulsen an den Ausgängen 03 und 06 des Mik-
rocomputers die beiden Motoren M1 und M2 in Rückwärtsrich-
35 tung angetrieben werden. Bei diesem Ausführungsbeispiel

1 bewegt sich der Rollstuhl vorwärts, wenn die beiden Motoren
M1 und M2 mit der gleichen Drehzahl in Vorwärtsrichtung an-
getrieben werden, rückwärts, wenn die beiden Motoren mit
5 der gleichen Drehzahl in Gegenrichtung angetrieben werden,
und in Kurven bzw. Bögen vorwärts oder rückwärts in den
von den vorstehend angeführten abweichenden Fällen. Wenn
die beiden Motoren M1 und M2 nicht angetrieben werden, wer-
den die Relais RL1 und so weiter abgeschaltet, so daß zum
10 Erzielen der Bremswirkung die Anker der Motoren M1 und M2
kurzgeschlossen werden.

Anhand der Fig. 17a, 17b, 17c und 17d wird nun die Funk-
tion des Mikrocomputers CPU3 in Aufeinanderfolge beschrie-
ben. Zuerst wird bei dem Einschalten der Stromversorgung,
15 nämlich beim Einschalten des in Fig. 15 gezeigten Relais
RL3 von dem Mikrocomputer CPU3 der Pegel an den jeweiligen
einzelnen Ausgängen eingestellt und der Inhalt des Schreib/
Lesespeichers (RAM) gelöscht, wonach im voraus in dem Fest-
speicher (ROM) gespeicherte Anfangsparameter in Register
20 eingespeichert werden, die den einzelnen Parametern zuge-
ordnet sind. Bei diesem Anfangszustand werden die Ausgänge
O1 und O4 des Mikrocomputers CPU3 auf den Pegel L geschal-
tet, so daß damit die Bremsbetriebsart eingeschaltet wird.
Ferner wird bei diesem Zustand eine Unterbrechung gesperrt.

25 Wenn der Mikrocomputer auf eine mögliche Unterbrechung ge-
schaltet wird, gibt der Zeitgeber für jeweils eine vorbe-
stimmte Zeitperiode eine Unterbrechungsanforderung ab.
Falls die Unterbrechung herbeigeführt wird, führt der Mik-
rocomputer CPU3 die in Fig. 17c gezeigte Verarbeitung aus.
30 Diese Verarbeitung wird nachfolgend in Einzelheiten be-
schrieben.

Dann liest der Mikrocomputer CPU3 die Schleiferpotentiale
35 bzw. Schleiferspannungen der mit dem Fahrsteuerhebel 58

1 verbundenen Potentiometer 121 und 122 ein. Die Einzelheiten
dieser Abfrage sind in der Fig. 17b gezeigt. Wenn als Ergeb-
nis der Abfrage das gerade bestehende Potential von dem zu-
vor abgefragten Wert verschieden ist, nämlich der Steuerhe-
6 bel 58 bewegt worden ist, schreibt der Mikrocomputer CPU3
die Drehzahlbefehlsdaten für die Motoren fort und arbeitet
danach folgendermaßen:

10 Durch Vergleichen der Drehzahlbefehlsdaten mit vorbestimm-
ten Werten wird ermittelt, ob das Fahren oder das Bremsen
verlangt ist. Im einzelnen wird bei dem dargestellten Aus-
führungsbeispiel an jeweils ein Ende der Potentiometer 121
und 122 die konstante Spannung von 12V angelegt, so daß
das Schleiferpotential einen Wert von ungefähr 6V annimmt,
15 wenn der Steuerhebel 58 in seiner neutralen Stellung (An-
haltestellung) steht. Da somit ein Bereich von ungefähr
 $6 \pm 0,2$ V als Anhaltebereich anzusehen ist, werden die Dreh-
zahlbefehlsdaten mit Daten verglichen, welche die obere und
die untere Grenze dieses Anhaltebereichs darstellen (nämlich
20 mit vorbestimmten bzw. Sollwerten). Eine Spannung über den
dem Anhaltebereich entsprechenden Werten gibt den Vorwärts-
antrieb an, während eine Spannung unterhalb dieser Werte
den Rückwärtsantrieb angibt.

25 Wenn die Drehzahlbefehlsdaten einen Anhaltewert darstellen
(nämlich unterhalb der Sollwerte liegen), wird die Unter-
brechung gesperrt, wonach die Ausgänge 02, 03, 05 und 06
auf den niedrigen Pegel L geschaltet werden, um den Motor-
antrieb zu unterbinden, die Ausgänge 01 und 04 auf den
30 niedrigen Pegel L geschaltet werden, um die Bremsbetriebs-
art einzuschalten, und eine Bremskennung auf "1" eingeschal-
tet wird.

35 Wenn andererseits die Drehzahlbefehlsdaten einen Antriebs-
wert haben (nämlich oberhalb der Sollwerte liegen), werden

- 1 aufgrund der Drehzahlbefehlsdaten Impulsbreiten (Perioden) LD
und RD von Impulsen für den Antrieb der Motoren M1 bzw. M2
berechnet. Wenn die Bremskennung auf "1" geschaltet ist,
5 wird die Bremsbetriebsart folgendermaßen abgeschaltet: Der
Wert eines Zählers COT wird auf 0 gelöscht, die Ausgänge
O1 und O4 werden auf den Pegel H geschaltet (Relais RL1
"EIN") und die Bremskennung wird auf "0" abgeschaltet, um
damit die Unterbrechungsanforderung zuzulassen.
- 10 Es wird nun die Spannungsabfrageverarbeitung (nach Fig. 17b)
beschrieben. Zuerst wird die Eingangskanalbestimmung für
den A/D-Wandler AD2 auf CH1 geschaltet (Ausgangsspannung
des Potentiometers 121), ein A/D-Umsetzungs-Startbefehl
15 TRIG abgegeben und dann das Ende der A/D-Umsetzung, nämlich
die Ausgabe des Signal EOC abgewartet. Auf den Abschluß der
Umsetzung hin werden die umgesetzten Daten eingelesen und
in ein vorbestimmtes Register eingespeichert. Darauf folgend
wird die Eingangskanalbestimmung auf CH2 geschaltet (Aus-
gangsspannung des Potentiometers 122), der A/D-Umsetzungs-
20 Startbefehl abgegeben und dann das Ende der A/D-Umsetzung
abgewartet. Auf den Abschluß der Umsetzung hin werden wie-
der die umgesetzten Daten eingelesen und in ein vorbestimm-
tes Register eingespeichert.
- 25 Die Unterbrechungsverarbeitung nach Fig. 17c wird nun an-
hand des Betriebszeitdiagramms in Fig. 17d beschrieben.
Der Zähler COT dient zur Zeitzählung; im einzelnen ist der
Zähler durch einen N-Notationszähler bzw. N-Einstellungs-
zähler gebildet, der folgendermaßen zählt: 0, 1, 2,,
30 N - 1, N, 0, 1,,; Bei jedem Ausführen des Unterbre-
chungsprogramms wird diese Hochzählung in Einzelschritten
ausgeführt. Die dem Wert N entsprechende Zeitdauer stellt
eine Periode der Motorantriebsimpulse dar.

1 Wenn der Zählwert des Zählers COT zu 0 wird, wird der durch
die Motorantriebsrichtungen bestimmte Ausgang auf den hohen
Pegel H geschaltet. D.h., für den linken Motor M1 wird zur
Vorwärtsdrehung der Ausgang 02 und zur Rückwärtsdrehung der
5 Ausgang 03 auf den Pegel H geschaltet. Für den rechten Mo-
tor M2 wird für die Vorwärtsdrehung bzw. die Rückwärtsdre-
hung der Ausgang 05 bzw. der Ausgang 06 auf den Pegel H ge-
schaltet. Die Impulse für die Ansteuerung des Motors M1 und
diejenigen für die Ansteuerung des Motors M2 haben die glei-
10 che Zeitsteuerung.

Daher werden die Impulse zur Speisung des Motors M1 während
der Zeit des Zählwerts 0 bis LD des Zählers COT auf den Pe-
gel H und außerhalb dieser Zeit auf den Pegel L (für das Ab-
15 schalten des Motors M1) geschaltet. Die Impulse zum Speisen
des Motors M2 werden während der Zeit des Zählwerts 0 bis RD
des Zählers COT auf den Pegel H und außerhalb dieser Zeit
auf den Pegel L geschaltet. Da die beiden Motoren M1 und M2
mit einer Drehzahl umlaufen, die der zugeführten Leistung,
20 nämlich dem Tastverhältnis der Einschaltzeit zu der Abschalt-
zeit entspricht, kann durch das Ändern der Werte LD und RD
die Motordrehzahl verändert werden.

Die Fig. 18a und 18b geben eine Übersicht über die Funktion
25 der Mikrocomputereinheit CPU1 nach Fig. 12a. Die Fig. 18a
zeigt ein Hauptprogramm, während die Fig. 18b ein Unter-
brechungsprogramm zeigt. Die Beschreibung erfolgt nun an-
hand der Fig. 18a und 18b.

30 Zuerst werden beim Einschalten der Stromversorgung die ein-
zelnen Ausgänge auf ihre Anfangswerte eingestellt, während
der Inhalt des Schreib/Lesespeichers gelöscht wird und zur
Einstellung von Anfangswerten von Parametern die im voraus
in dem Festspeicher gespeicherten Daten ausgelesen werden.
35 Die Parameter für die Mikrocomputereinheit CPU1 sind ein

1 rechter Überdruck-Sollwert P1, ein rechter Unterdruck-Sollwert P2, ein linker Überdruck-Sollwert P3, ein linker Unterdruck-Sollwert P4 usw. Bei diesem Ausführungsbeispiel werden diese Druck-Anfangswerte P1, P2, P3 und P4 jeweils auf
5 + 4, -4, +13,33 bzw. -6,67 kPa eingestellt (+30, -30, +100 bzw. -50 mmHg).

Nach dieser Verarbeitung wird die Unterbrechung zulässig. Bei diesem Ausführungsbeispiel treten die Unterbrechungen
10 periodisch durch den internen Zeitgeber mit der Periode 4ms auf. Nach dem Abwarten der Unterbrechungsanforderung werden die Druckdaten abgefragt. Dieses Abfrageprogramm ist gleichartig dem in Fig. 17b gezeigten. Der Unterschied besteht darin, daß vier Parameter abgefragt werden, nämlich
15 die Ausgangssignale RPP, RNP, LPP und LNP der vier Druckfühler, und daß wegen der Bitanzahl 12 der Daten die Leseverarbeitung zweimalig für jede Abfrage ausgeführt wird.

Die abgefragten Druckdaten werden geprüft, um das Vorliegen
20 oder Fehlen von anormalen Daten zu ermitteln. D.h., wenn der erfaßte Druck abnormal von dem Sollwert abweicht, wird dies als Abnormalität bewertet. Es ist anzumerken, daß bei diesem Ausführungsbeispiel die Druckkompensations-Solenoidventile 135, 141, 136 und 142 vorgesehen sind, was zu der
25 Möglichkeit führt, daß der Druck zeitweilig im Verhältnis zu groß wird, wobei aber diese Möglichkeit dadurch maskiert bzw. berücksichtigt wird, daß mehrmalig abgefragt wird und der Mittelwert der dermaßen abgefragten mehreren Druckdaten gebildet wird.

30 Sollte irgendeine Abnormalität auftreten, werden die abnormalen Daten in Zahlencodierten umgesetzt. Danach werden an die Anzeigesteuereinheit 500 Abnormalitätsanzeigedaten zur Anzeige der Zahlencodierten und der Stelle des Auftretens
35 der Abnormalität abgegeben, um diese auf dem Bildschirm TV

- 1 anzuzeigen. Ferner werden Codedaten über das Auftreten der
Abnormalität in der Form serieller Daten an den Mikrocompu-
ter CPU4 in der Systemsteuereinheit gesendet.
- 5 Wenn keine Abnormalität vorliegt, wird der Mittelwert aus
den letzten m Druckdaten gebildet, die in dem Schreib/Lese-
speicher gespeichert worden sind. Die gemittelten Daten wer-
den in den Zahlencode umgesetzt, der an die Anzeigesteuer-
einheit 500 gesendet wird. Wenn der Mikrocomputer CPU4 der
10 Systemsteuereinheit Daten sendet, werden diese Daten emp-
fangen und die empfangenen Daten gleichfalls zu der Anzei-
gesteuereinheit 500 gesendet. Bei angeschlossenem Bedie-
nungsfeld 600 wird der Zustand von Tasten eingelesen. Wenn
irgendein Tasteneingabevorgang vorliegt, wird entsprechend
15 der betätigten Taste der rechte Überdruck-Sollwert P1, der
rechte Unterdruck-Sollwert P2, der linke Überdruck-Sollwert
P3 oder der linke Unterdruck-Sollwert P4 schrittweise um je-
weils eine vorbestimmte Größe aufgefrischt bzw. fortge-
schrieben. Da hierbei eine obere und untere Grenze vorge-
20 wählt sind, ist es unmöglich, eine Druckeinstellung außer-
halb des Bereichs in diesen Grenzen vorzunehmen.

- Es wird nun das in Fig. 18b gezeigte Unterbrechungsprogramm
beschrieben. Zuerst wird der Überdruck RPP in dem Antriebs-
25 system für das rechte künstliche Herz geprüft. Wenn der
Überdruck niedriger als der Sollruck P1 ist, wird das
Druckregelventil 131 geöffnet, während es ansonsten geschlos-
sen wird. Daraufgehend wird der Unterdruck RNP im Antriebs-
system für das rechte künstliche Herz geprüft. Wenn der Ab-
30 solutwert des Unterdrucks RNP niedriger als der Sollruck
P2 ist, wird das Druckregelventil 133 geöffnet, während
andernfalls das Druckregelventil 133 geschlossen wird. Als
nächstes werden der Überdruck LPP und der Unterdruck LNP
im Antriebssystem für das linke künstliche Herz mit den
35 Sollrücken P3 bzw. P4 verglichen und dementsprechend die

- 1 Druckregelventile 137 bzw. 139 geöffnet oder geschlossen.
D.h., das Ausführungsbeispiel ist so gestaltet, daß das ent-
sprechende Druckregelventil nur dann geöffnet wird, wenn
5 der ermittelte Druck (als Absolutwert) niedriger als der
Solldruck ist.

Die Funktionsübersicht für die Mikrocomputereinheit CPU2
nach Fig. 12b ist in den Fig. 19a und 19b dargestellt. Die
Fig. 19a zeigt ein Hauptprogramm, während die Fig. 19b ein
10 Unterbrechungsprogramm zeigt. Die Funktion wird nun anhand
der Fig. 19a und 19b beschrieben:

Zuerst schaltet beim Einschalten der Stromversorgung die
Mikrocomputereinheit CPU2 die Ausgänge auf ihre Anfangs-
15 pegel, während der Inhalt des Schreib/lesespeichers gelöscht
wird und zum Einstellen von Parametern auf ihre Anfangswerte
die im voraus im Festspeicher gespeicherten Werte ausge-
lesen werden.

- 20 Die Parameter für die Mikrocomputereinheit CPU2 sind ein
Herztakt PR, ein Einschalt- bzw. Tastverhältnis DL für das
linke künstliche Herz, ein Tastverhältnis DR für das rech-
te künstliche Herz und so weiter. Bei diesem Ausführungs-
beispiel werden die Anfangswerte dieser Parameter PR, DL
25 und DR auf 100 min^{-1} , 45% (Zeitdauer 270 ms) bzw. 55%
(Zeitdauer 330 ms) eingestellt.

Darauffolgend führt die Mikrocomputereinheit CPU2 eine Pro-
grammschleife aus, die Verarbeitungsvorgänge wie das Abwar-
30 ten einer Unterbrechungsanforderung, das Ermitteln einer
Tasteneingabe an dem Bedienungsfeld, die Parameteranzeige
usw. enthält. Falls irgendeine Tasteneingabe vorliegt, wird
die Art der Eingabetaste ermittelt, der Vergleich des er-
wünschten Werts des zu ändernden Parameters mit einem oberen
35 und einem unteren Grenzwert sowie die Berechnung des Para-

- 1 meters ausgeführt und die arithmetische Verarbeitung der
mit dem geänderten Parameter zusammenhängenden Parameter
vorgenommen. Diese Verarbeitungsschritte werden unter Aus-
führung betreffender verschiedenartiger Unterprogramme
5 durchlaufen.

Es wird nun das Unterbrechungsprogramm beschrieben. Für ein
jedes Unterbrechungsprogramm werden Werte von zwei Zählern
COR und COL jeweils hochgezählt. Wenn der Zählwert den Wert
10 PR (als Parameter für die durch den Herztakt bestimmte
Zeit) erreicht, wird der Zählwert auf "0" gelöscht. Wenn
der Zählwert im Zähler COR zu "0" wird, werden die Ventile
132 und 134 jeweils geöffnet bzw. geschlossen (Überdruck-
Beaufschlagung). Wenn der Wert des Zählers COR gleich dem
15 Wert DR des Tastverhältnis-Parameters wird, werden die Ven-
tile 132 und 134 geschlossen bzw. geöffnet (Unterdruck-
Beaufschlagung). Nach dieser Verarbeitung zählt der Zähler
COR hoch.

- 20 Gleichermäßen werden bei dem Wert "0" des Zählers COL die
Ventile 138 und 140 geöffnet bzw. geschlossen (Überdruck-
Beaufschlagung); während dann, wenn der Wert des Zählers
COL gleich dem Wert DL des Tastverhältnis-Parameters wird,
die Ventile 138 und 140 geschlossen bzw. geöffnet werden
25 (Unterdruck-Beaufschlagung).

Eine Übersicht über die Funktion des Mikrocomputers CPU4
nach Fig. 16 ist in der Fig. 20 gezeigt. Gemäß Fig. 20 wer-
den beim Einschalten der Stromversorgung die Ausgänge auf
30 ihre Anfangspegel geschaltet, während der Inhalt des Schreib/
Lesespeichers gelöscht wird und die Mikrocomputereinheit
in einen Anfangszustand gemäß Programmdatei eingestellt
wird, die in dem Festspeicher gespeichert sind. Dies be-
wirkt, daß die Leuchtdioden LE1 und LE3 abgeschaltet und
35 die Leuchtdioden LE2 und LE4 eingeschaltet werden, wodurch

- 1 an den beiden Warn- bzw. Alarmanzeigen 59 und 60 des Roll-
stuhls eine grüne Anzeige (für den Normalzustand) hervorgeru-
fen wird.
- 5 Danach überprüft der Mikrocomputer CPU4 periodisch die Zu-
stände der verschiedenartigen Schalter und arbeitet dann
entsprechend den ermittelten Zuständen. Wenn die Armlehnen-
Entriegelungs-Schalter SW1L und SW1R eingeschaltet sind,
10 werden die Solenoide SL1 und SL2 der elektromagnetischen
Stellglieder 114 eingeschaltet; wenn diese Schalter aus-
geschaltet sind, werden die Solenoide SL1 und SL2 abge-
schaltet. Da das Einschalten des Solenoids SL1 oder SL2
die Verriegelung der betreffenden Armlehne löst, wird da-
15 durch die linke oder die rechte Armlehne in einem Bereich
von 90° drehbar. Wenn andererseits die Armlehne bei abge-
schaltetem Solenoid in die Fahrstellung gestellt ist, wird
sie verriegelt.
- 20 Als nächstes überprüft der Mikrocomputer CPU4 die Zustände
des Schalters SW3L zum Erfassen der Stellung der linken
Armlehne, des Schalters SW3R zur Erfassung der Stellung
der rechten Armlehne, des Schalters 102 zur Erfassung der
Lage der Röhre für den Antrieb des künstlichen Herzens und
25 des Schalters SW4 zur Erfassung des Vorhandenseins oder
Fehlens des Fahrsteuerhebels.
- 30 Wenn die linke und die rechte Armlehne 52L und 52R in der
Fahrstellung stehen (wobei die beiden Schalter SW3L und
SW3R eingeschaltet sind), die Röhren 57L und 57R für den
Antrieb des künstlichen Herzens beide im Unterbringungs-
zustand sind (wobei der Schalter 102 eingeschaltet ist)
und der Fahrsteuerhebel 58 in der vorbestimmten Lage ein-
gesetzt ist (wobei der Schalter SW4 eingeschaltet ist),
35 wird angenommen, daß der Benutzer in dem Rollstuhl sitzt
und zu fahren wünscht. Daher wird das Relais RL3 einge-

1 schaltet, um damit die Stromversorgung der Steuereinheit 75
für die Rollstuhl-Antriebsmotoren einzuschalten. Zugleich
werden über die Schnittstellenschaltung IF1 an die Mikro-
computereinheit CPU1 Daten für die Anzeige des Bereitschaft-
5 zustands der Einrichtung gesendet. Die Mikrocomputereinheit
CPU1 überträgt die empfangenen Daten zu der Anzeigesteuer-
einheit.

10 Wenn die linke Armlehne entriegelt ist, die rechte Armlehne
entriegelt ist, die Röhren für den Antrieb des künstlichen
Herzens im herausgezogenen Zustand sind oder der Fahrsteuer-
hebel fehlt, wird das Relais RL3 abgeschaltet, um die Strom-
versorgung der Steuereinheit 75 für die Rollstuhl-Antriebs-
15 motoren abzuschalten. Infolgedessen nehmen die Ausgänge 01,
02, 03, 04, 05 und 06 des Mikrocomputers CPU3 den niedrigen
Pegel an, wodurch den beiden Motoren M1 und M2 kein Strom
von außen zugeführt wird, so daß der Betrieb des Rollstuhls
gesperrt ist. Zugleich werden wegen des Abschaltens des Re-
lais RL1 und damit des Schließens des Kontakts des Relais
20 RL1 die Anker der beiden Motoren M1 und M2 kurzgeschlossen,
so daß das dynamische Bremsen eingeschaltet wird.

Darauffolgend werden an die Mikrocomputereinheit CPU1 für
die Anzeige an dem Bildschirm TV Daten zur Anzeige von Be-
25 dienungsanweisungen wie "Bitte Fahrsteuerhebel einsetzen"
oder dergleichen gesendet. Ferner wird die Leuchtdiode LE3
eingeschaltet und die Leuchtdiode LE4 abgeschaltet, um ei-
ne rote Anzeige an der Warnanzeige 60 für das Rollstuhl-
System hervorzurufen.

30 Wenn der Mikrocomputer CPU3 aus der Mikrocomputereinheit
CPU1 gesendete Daten empfängt, erfolgt eine Unterbrechung,
wobei ein Unterbrechungsprogramm ausgeführt wird. In diesem
Unterbrechungsprogramm empfängt der Mikrocomputer CPU3 die
35 Daten über die Schnittstellenschaltung IF2 und setzt auf

- 1 den Abschluß des Empfangs hin eine Empfangskennung auf "1".
Wenn die Empfangskennung zu "1" wird, werden durch das
Hauptprogramm die empfangenen Daten bewertet. Falls der
Abnormalitätscode gesendet worden ist, wird folgender Ab-
5 normalitäts-Verarbeitungsablauf ausgeführt:

Die Leuchtdiode LE1 wird eingeschaltet und die Leuchtdiode
LE2 wird ausgeschaltet, um an der Warnanzeige 59 für Abnor-
malitäten am Kunstherzsystem eine rote Anzeige (für das Auf-
10 treten einer Abnormalität) hervorzurufen. Zugleich wird der
Warnsummer BZ eingeschaltet, während die Stromversorgung
für den Bildschirm TV eingeschaltet wird (SSR16 "EIN") und
die Empfangskennung auf "0" gelöscht wird.

- 15 Es wird eine Kunstherz-Antriebseinrichtung in einem Eigen-
antriebs-Rollstuhl beschrieben, die denjenigen Patienten
Bewegungsfreiheit gibt, welche eine Hilfe durch ein künst-
liches Herz benötigen. Es sind verschiedenerlei Sicherheits-
einrichtungen dafür vorgesehen, Gefahren zu vermeiden, die
20 durch ein unbeabsichtigtes Fahren des Rollstuhls während
der Zeit entstehen könnten, während der der Patient den
Rollstuhl besteigt, von dem Rollstuhl absteigt oder von
dem Rollstuhl abgestiegen ist. Zum Erweitern des Bewegungs-
bereichs des Patienten und zum Verhindern möglicher Gefah-
25 ren ist ein motorbetriebener Röhrenaufwickelmechanismus
vorgesehen, wobei das Fahren des Rollstuhls nur dann zuge-
lassen ist, wenn die Röhren ordnungsgemäß untergebracht
sind. Parallel zu einem Druckregelungs-Solenoidventil ist
ein Druckkompensations-Solenoidventil vorgesehen, wodurch
30 ein Ausgleichsbehälter weggelassen wird, so daß die An-
triebseinrichtung für das künstliche Herz verkleinert wird.

- 50.
- Leerseite -

Nummer: 34 11 489
Int. Cl.³: A 61 M 1/03
Anmeldetag: 28. März 1984
Offenlegungstag: 4. Oktober 1984

FIG. 1

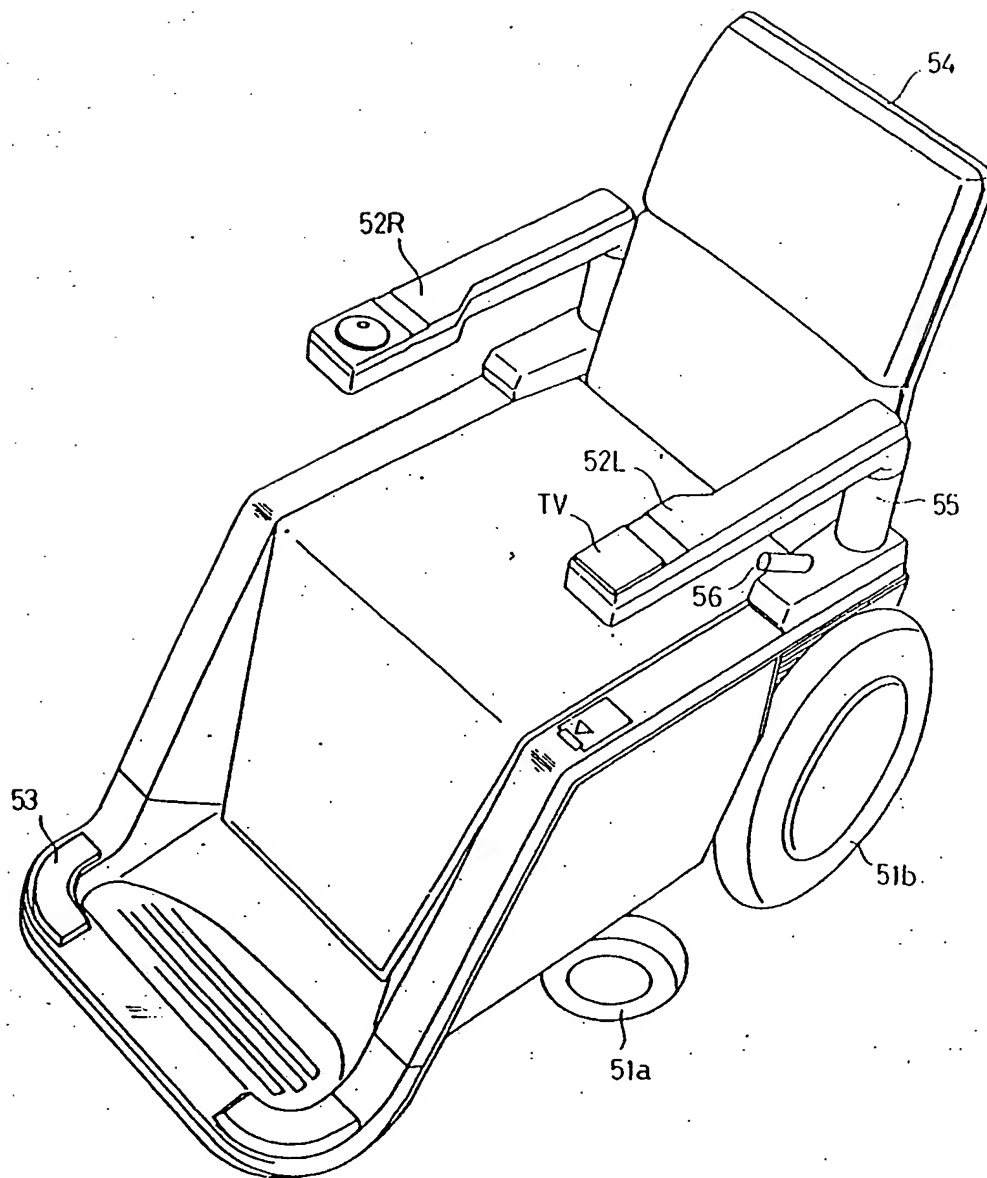


FIG. 2a

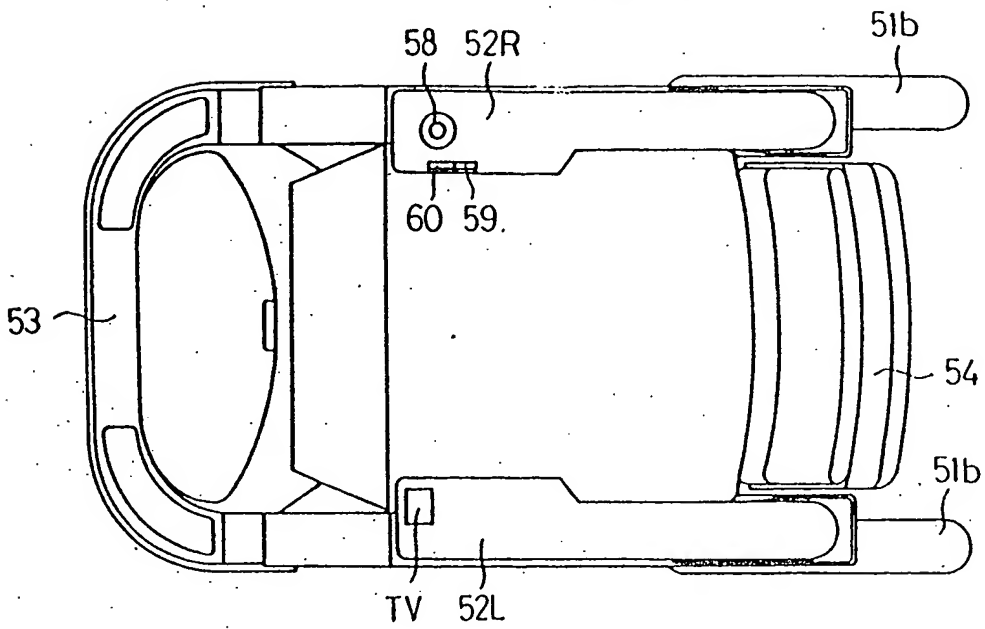


FIG. 2c

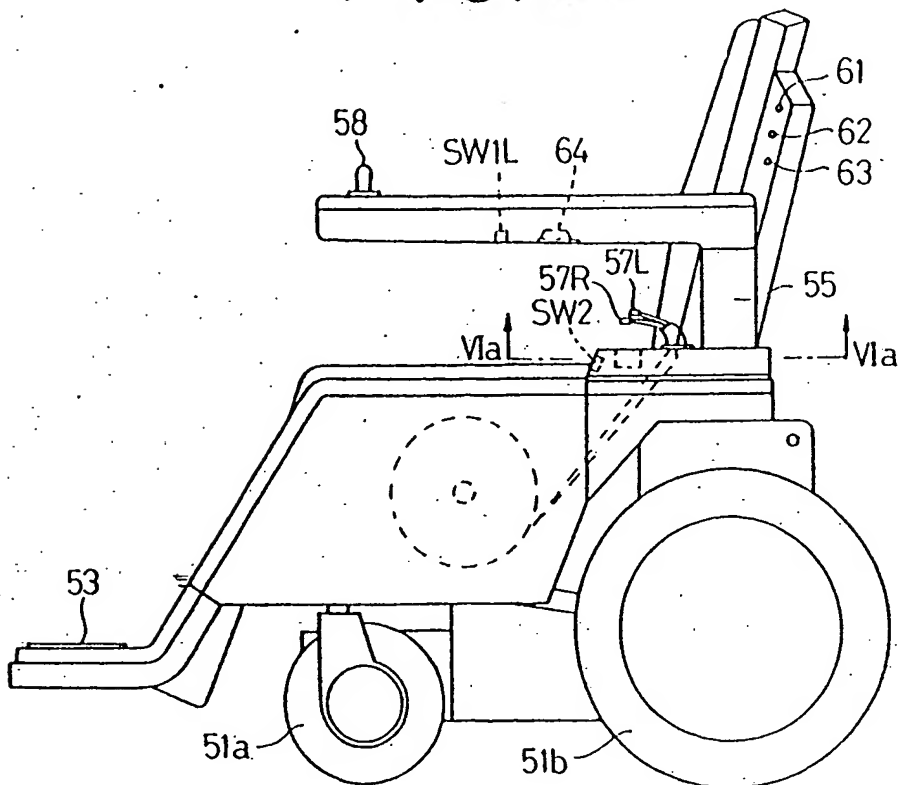


FIG. 2b

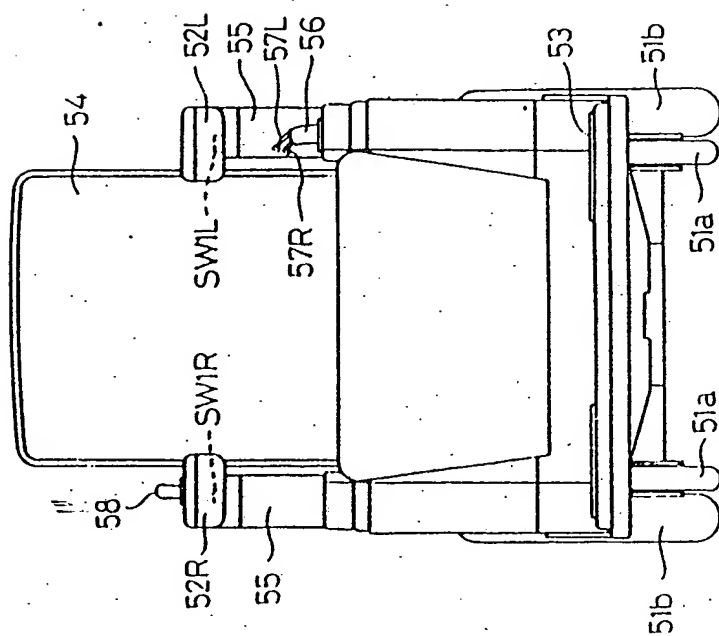


FIG. 4

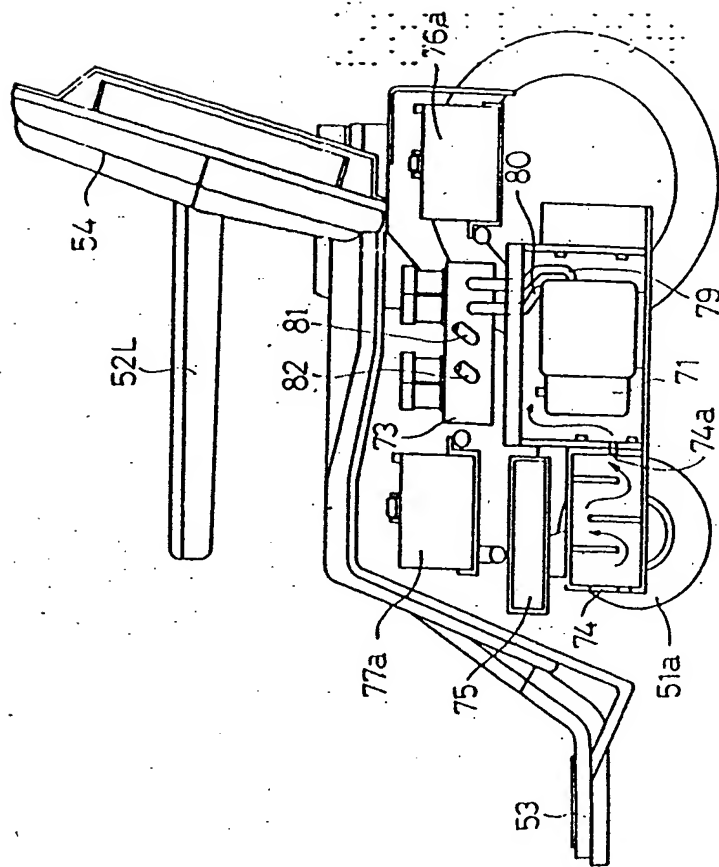


FIG. 3a

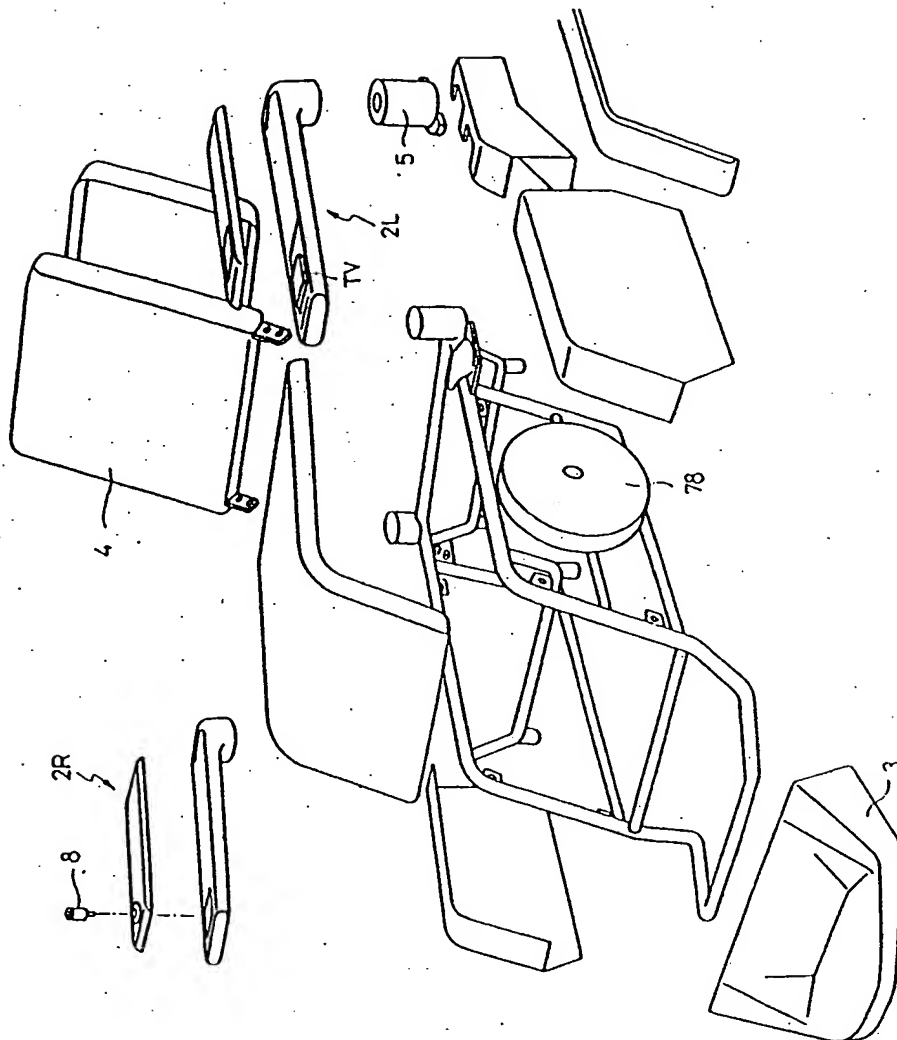


FIG. 3b

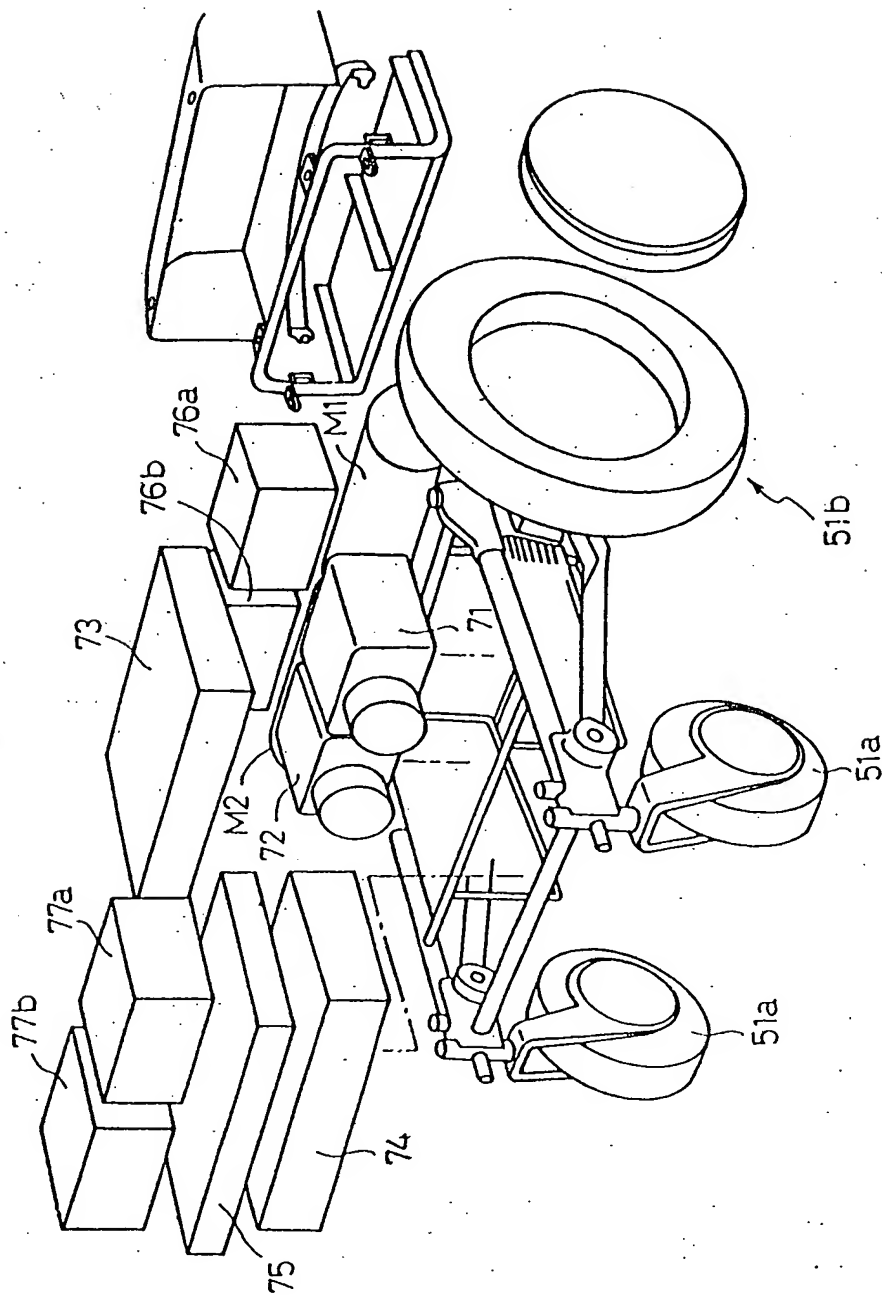


FIG.5a

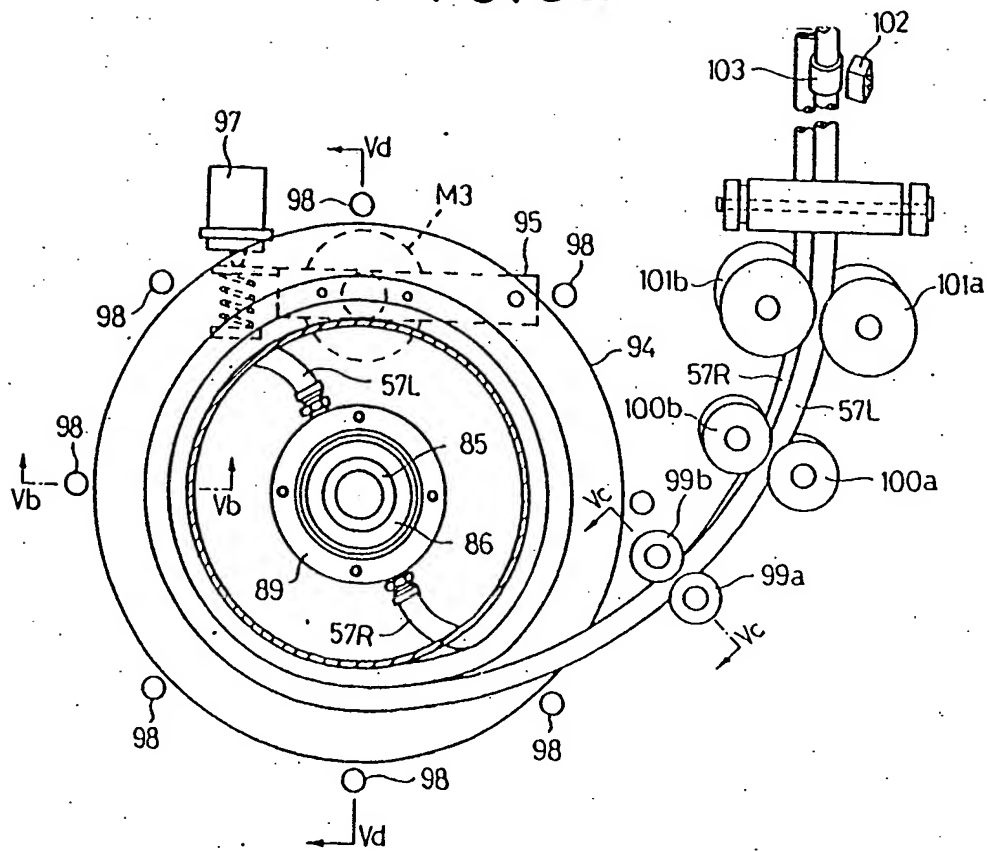


FIG.5b

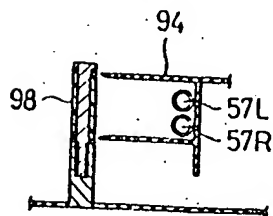


FIG.5c

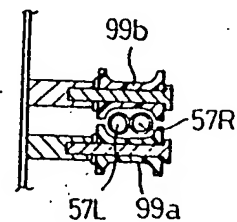
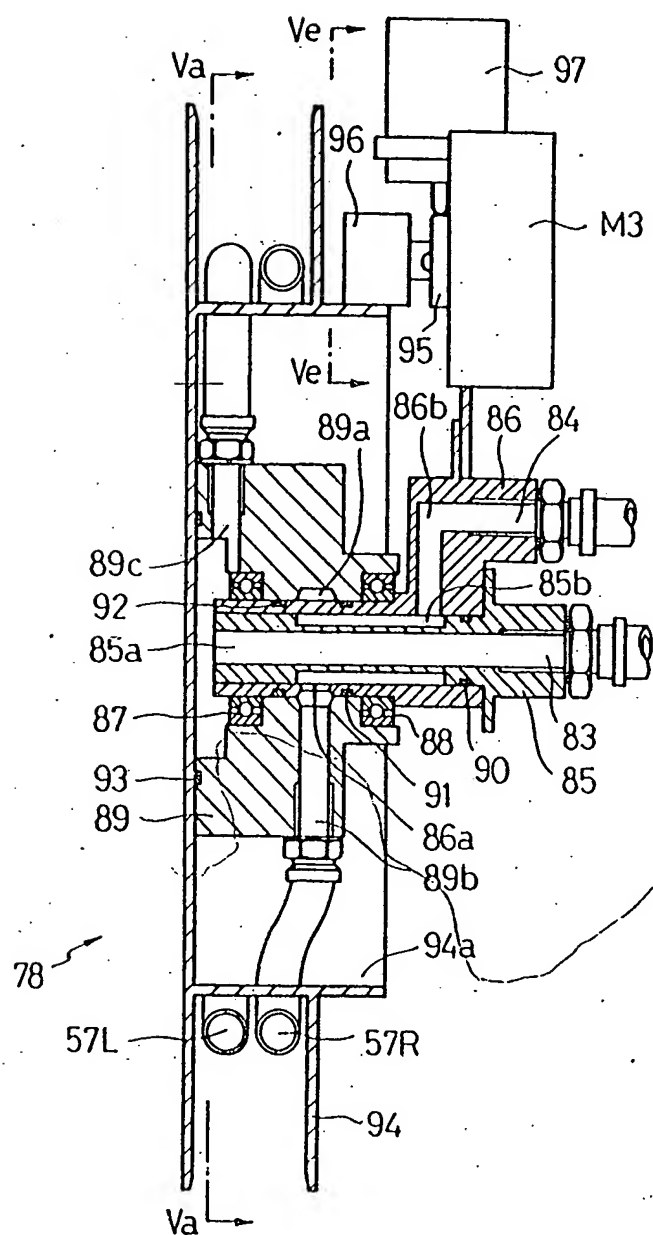


FIG. 5d



0

1

0

6

FIG. 5e

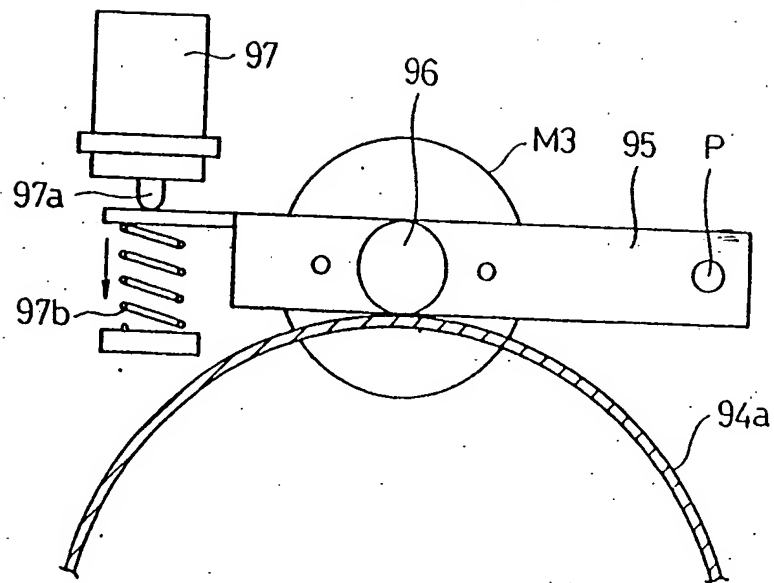


FIG. 8

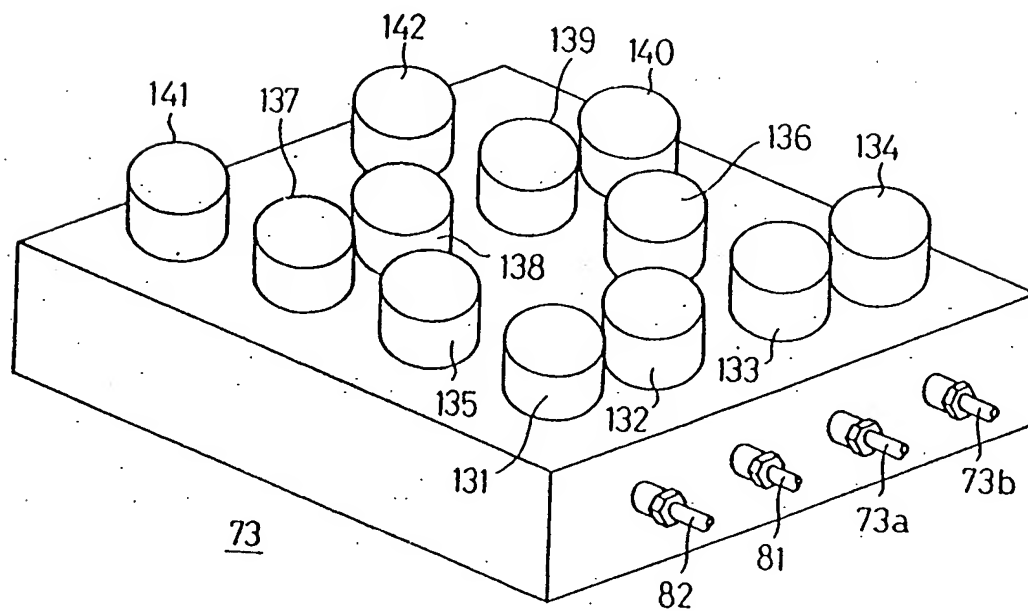


FIG. 6a

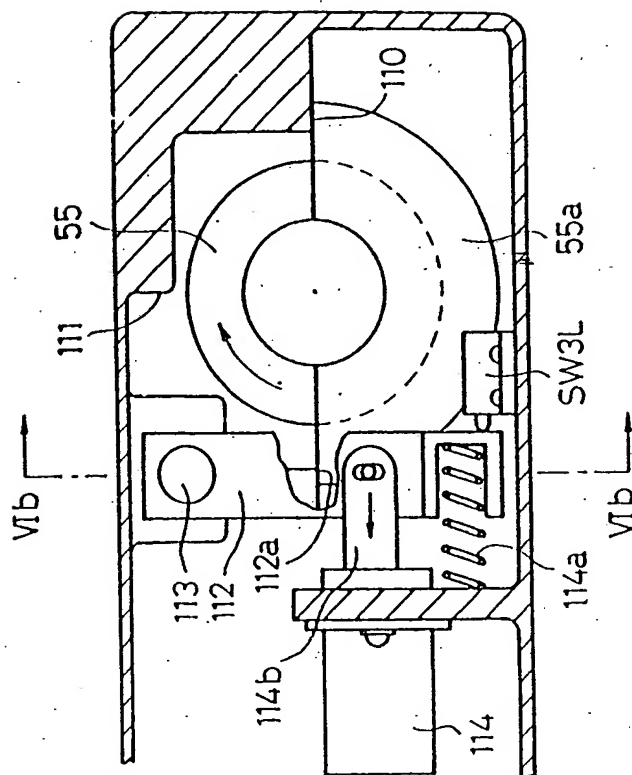


FIG. 6b

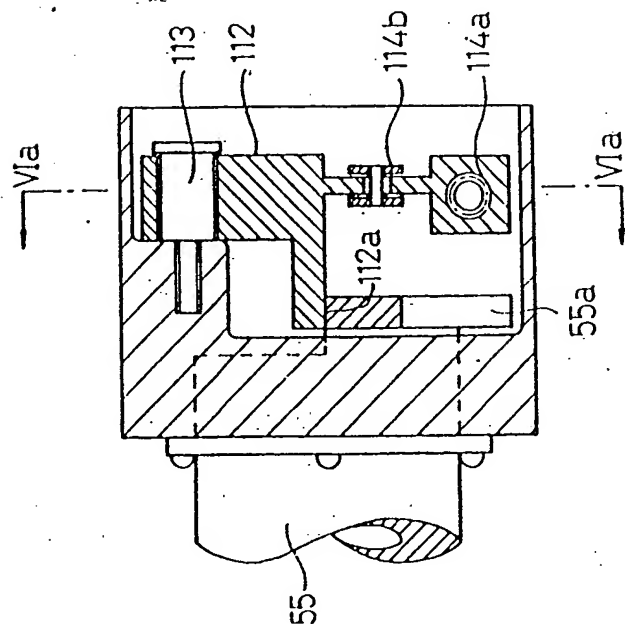


FIG. 7a

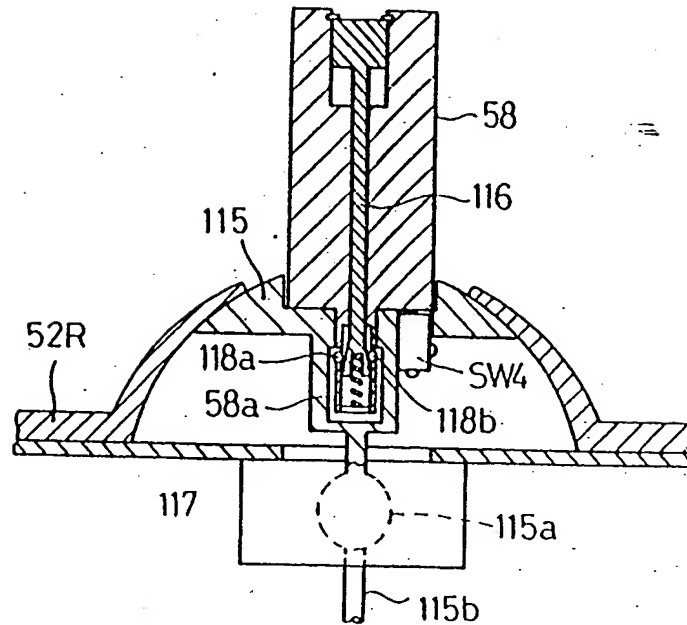


FIG. 7b

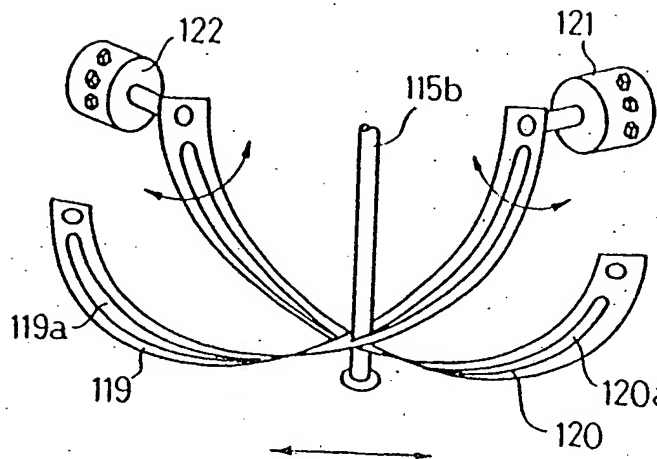


FIG. 9b

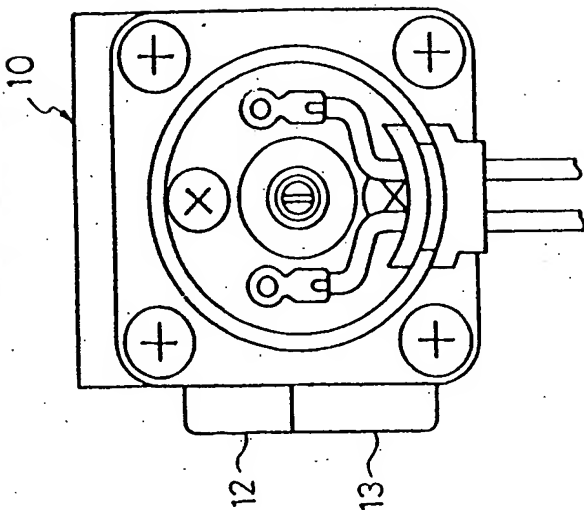


FIG. 9a

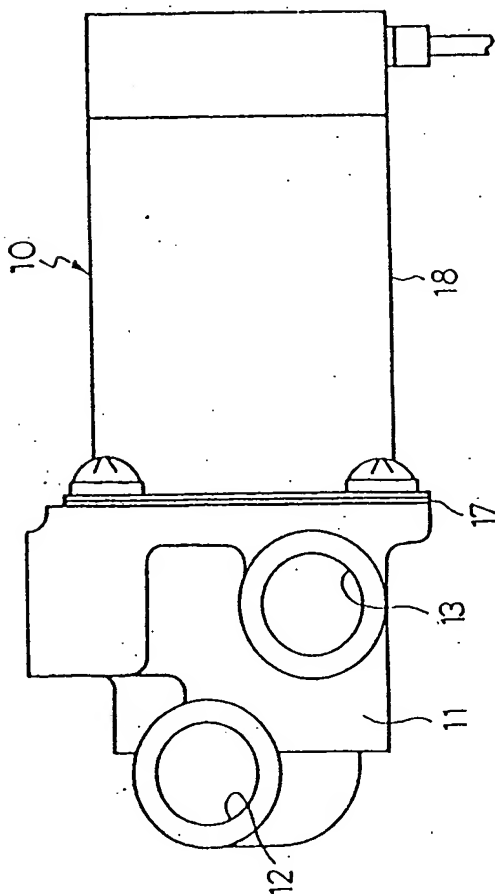


FIG.9c

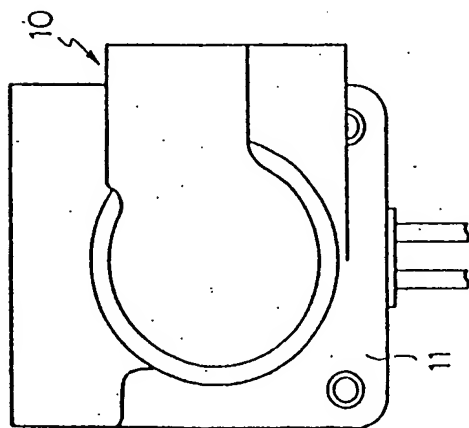


FIG.9d

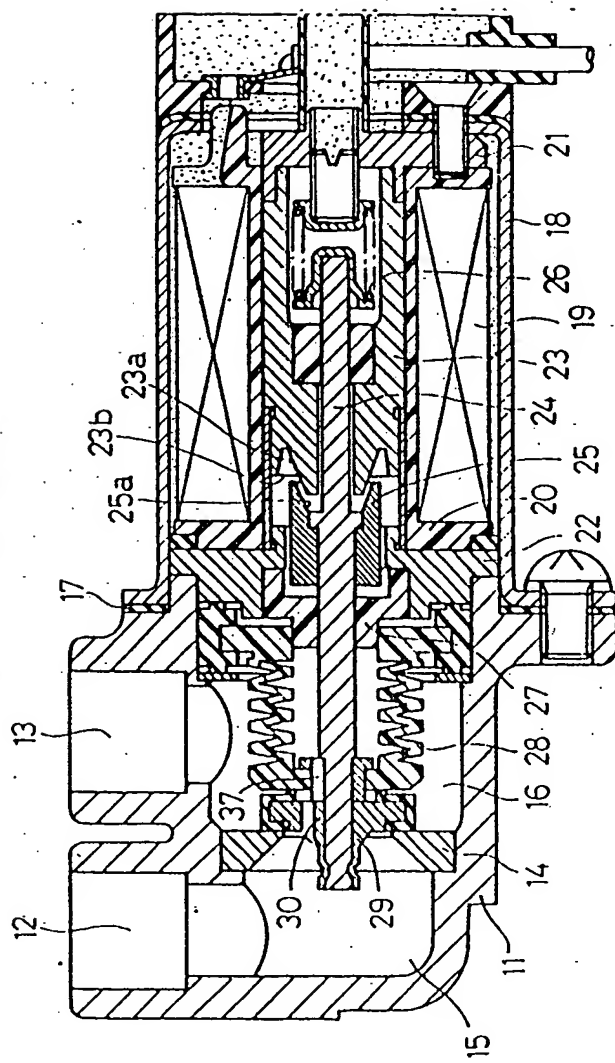


FIG. 10

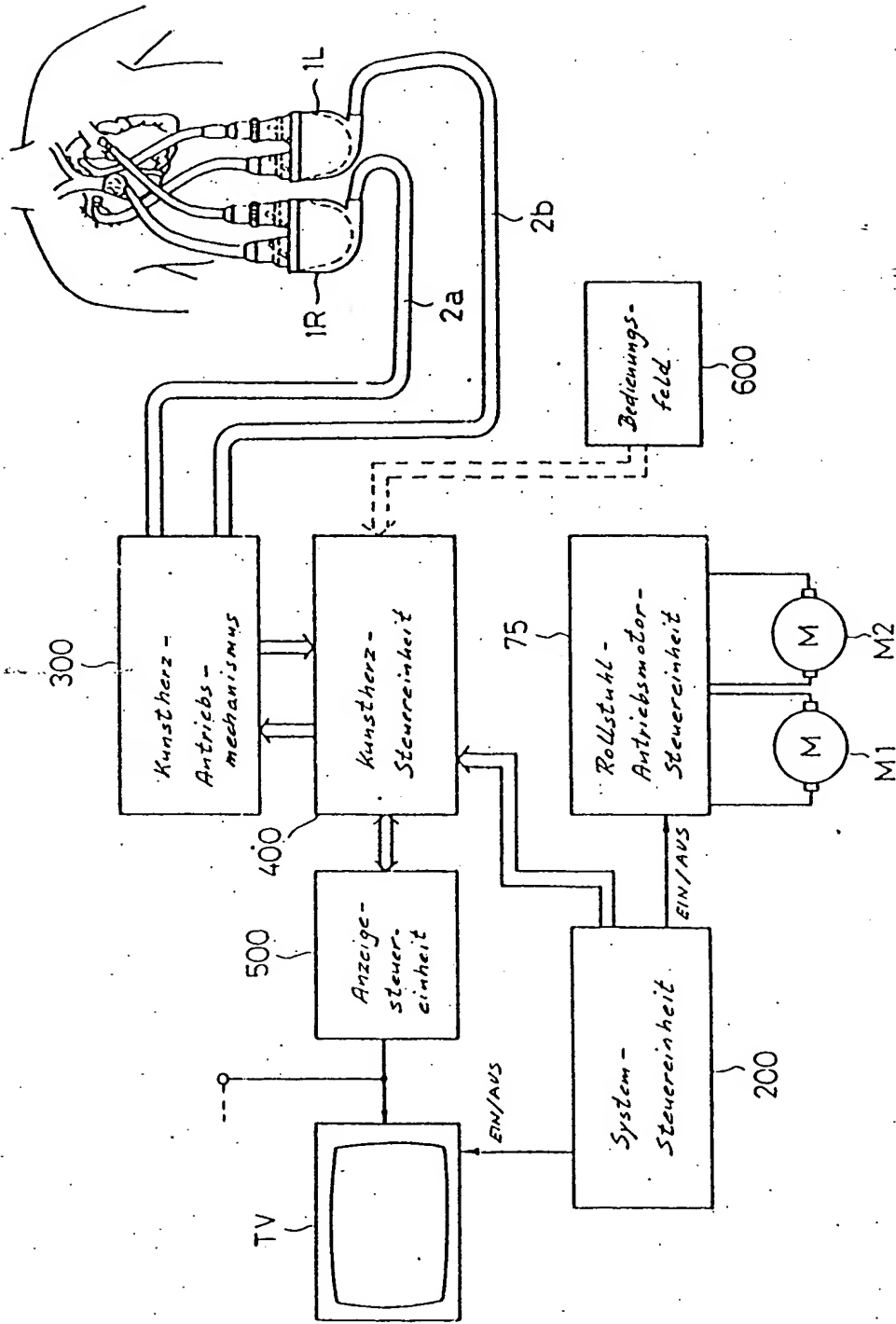


FIG.11

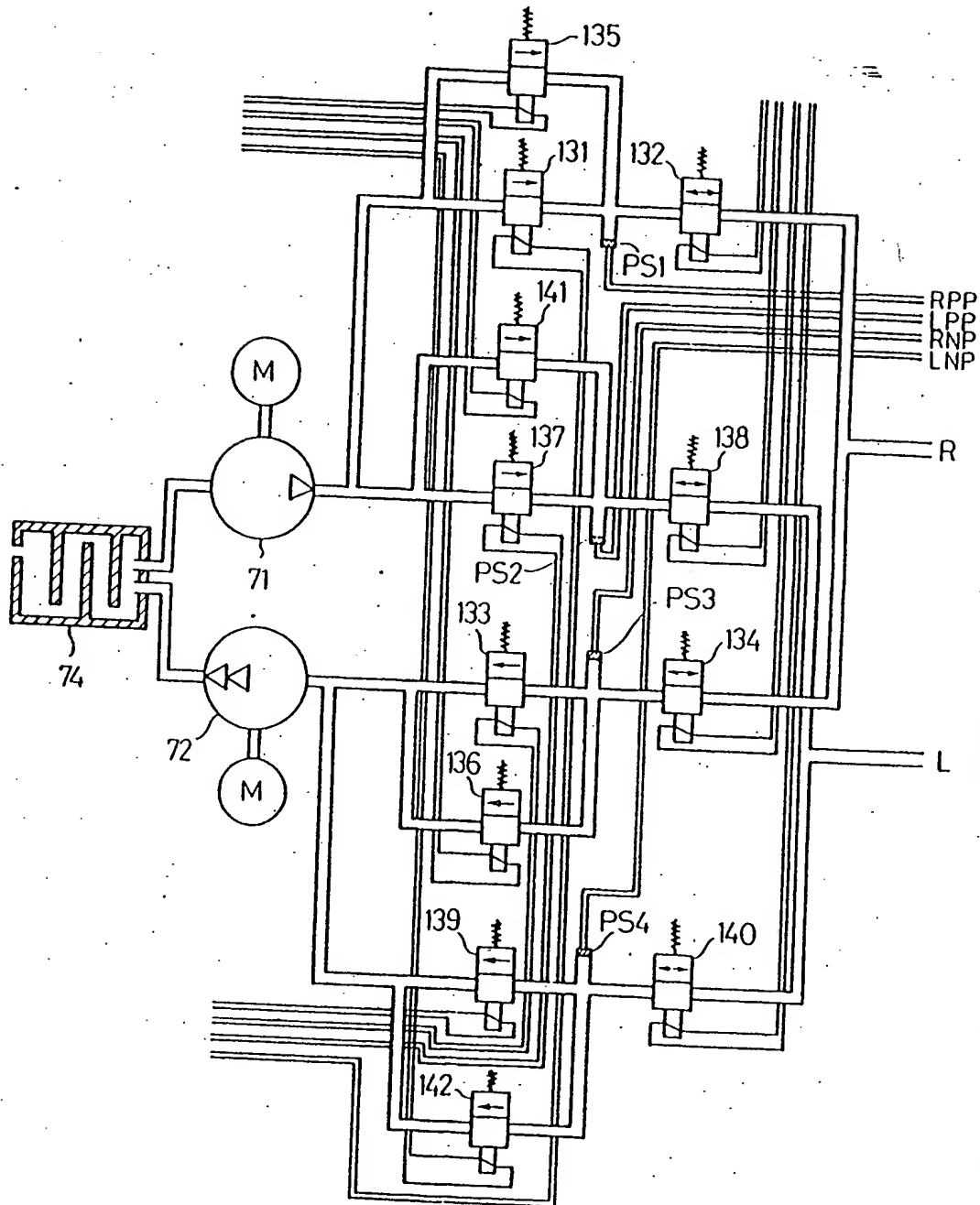


FIG.12a

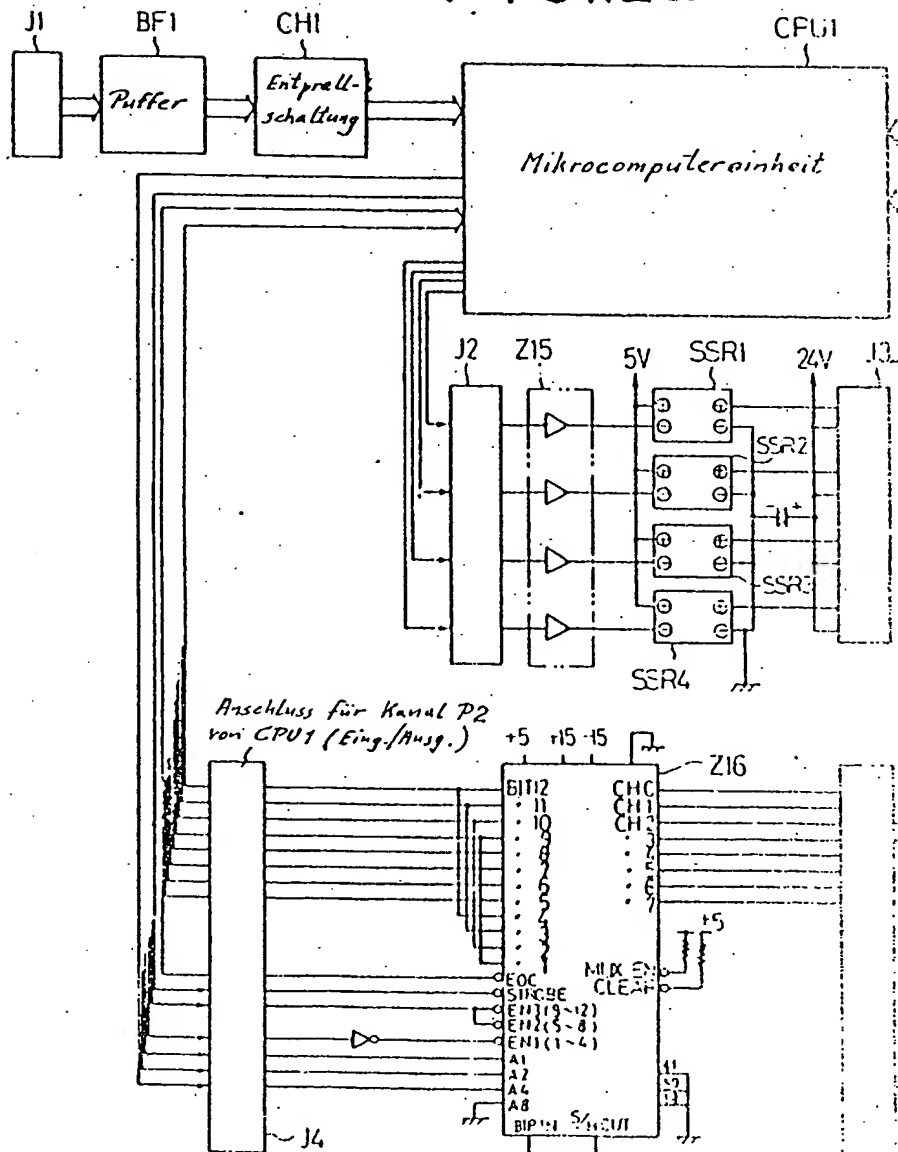


FIG.12b

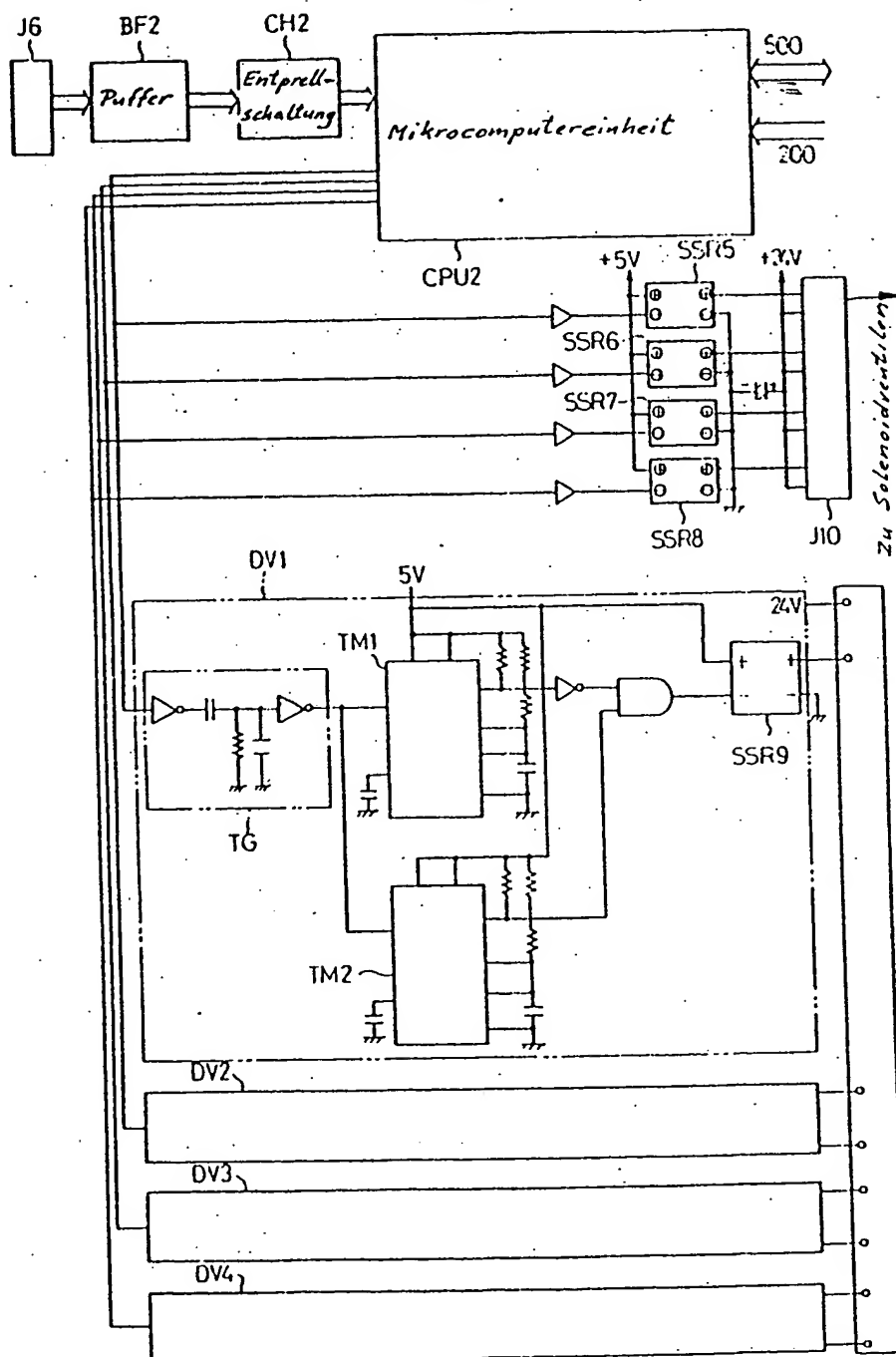


FIG.12c

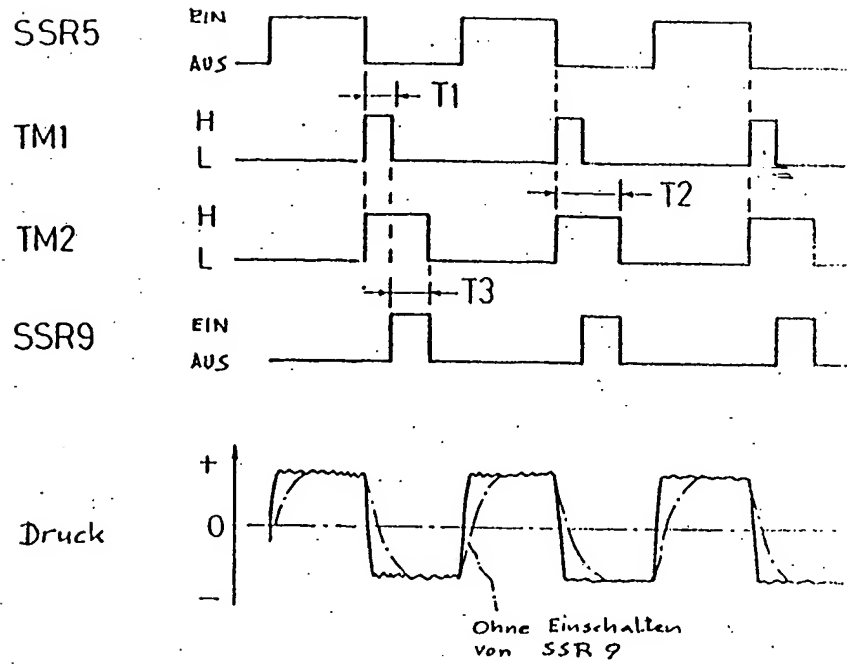


FIG.14

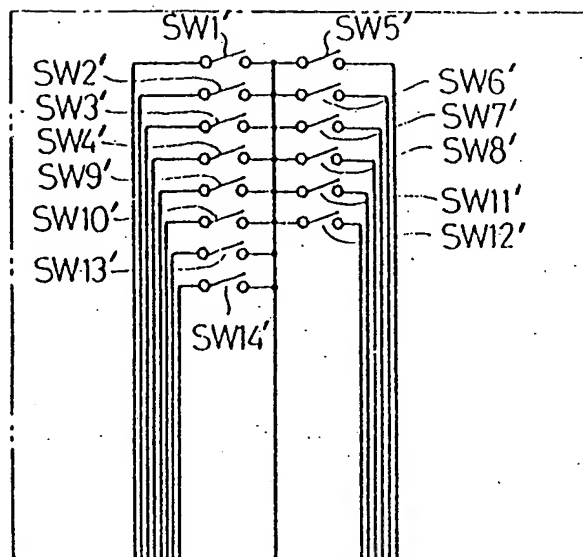


FIG.15

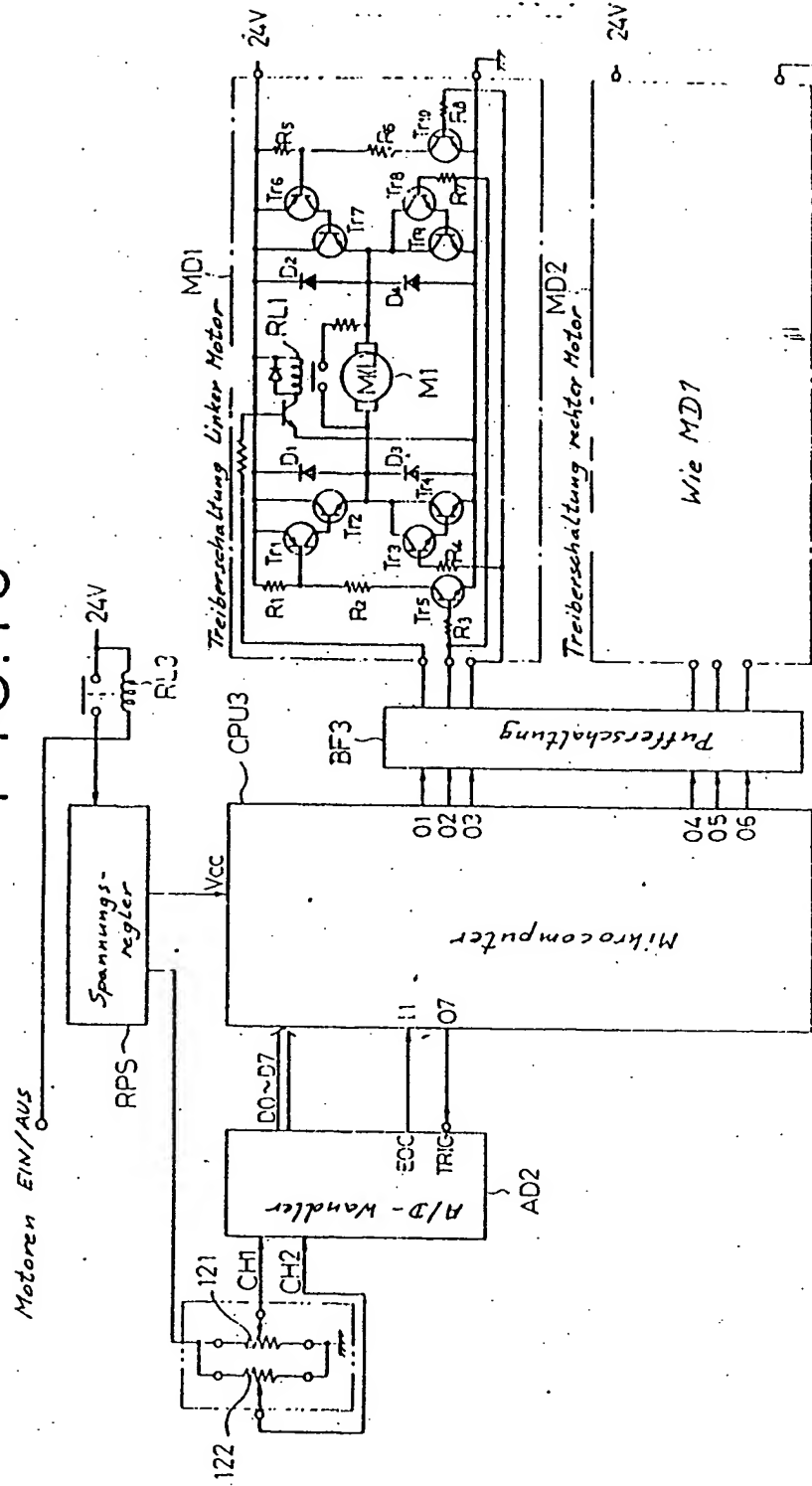


FIG.16

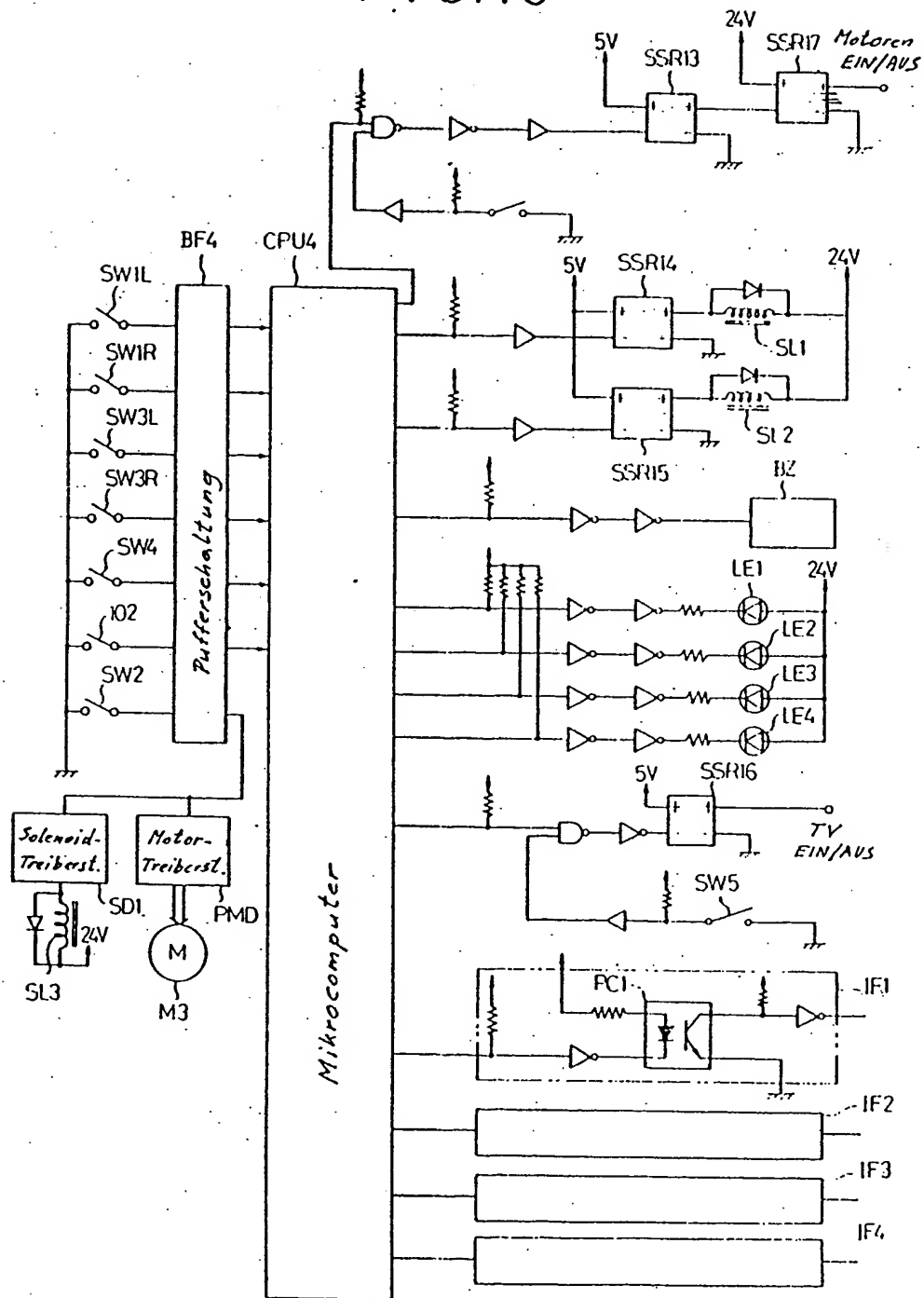


FIG.17a

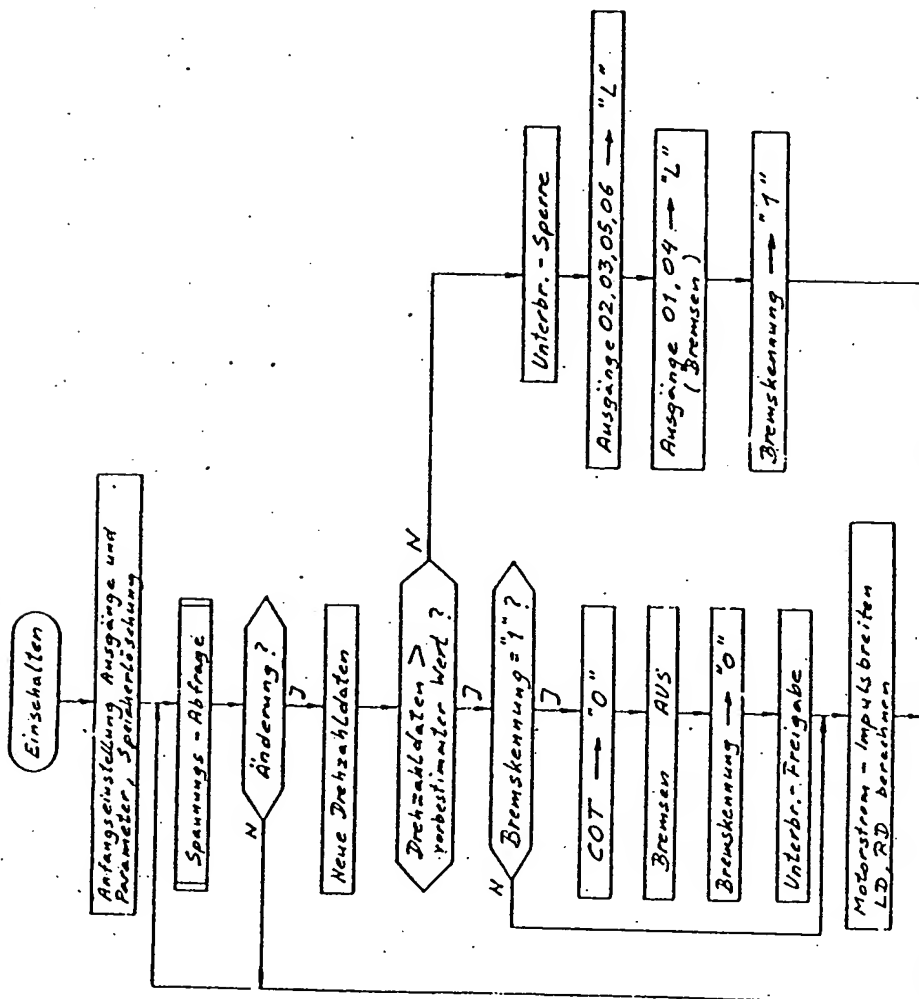
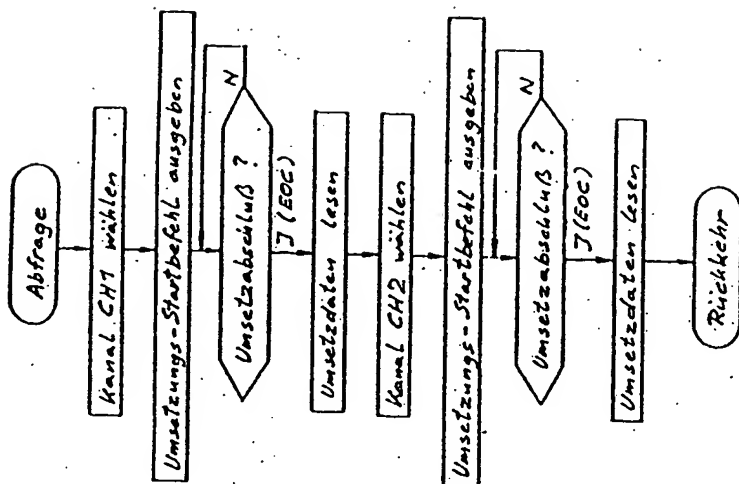


FIG.17b



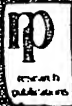


FIG.17c

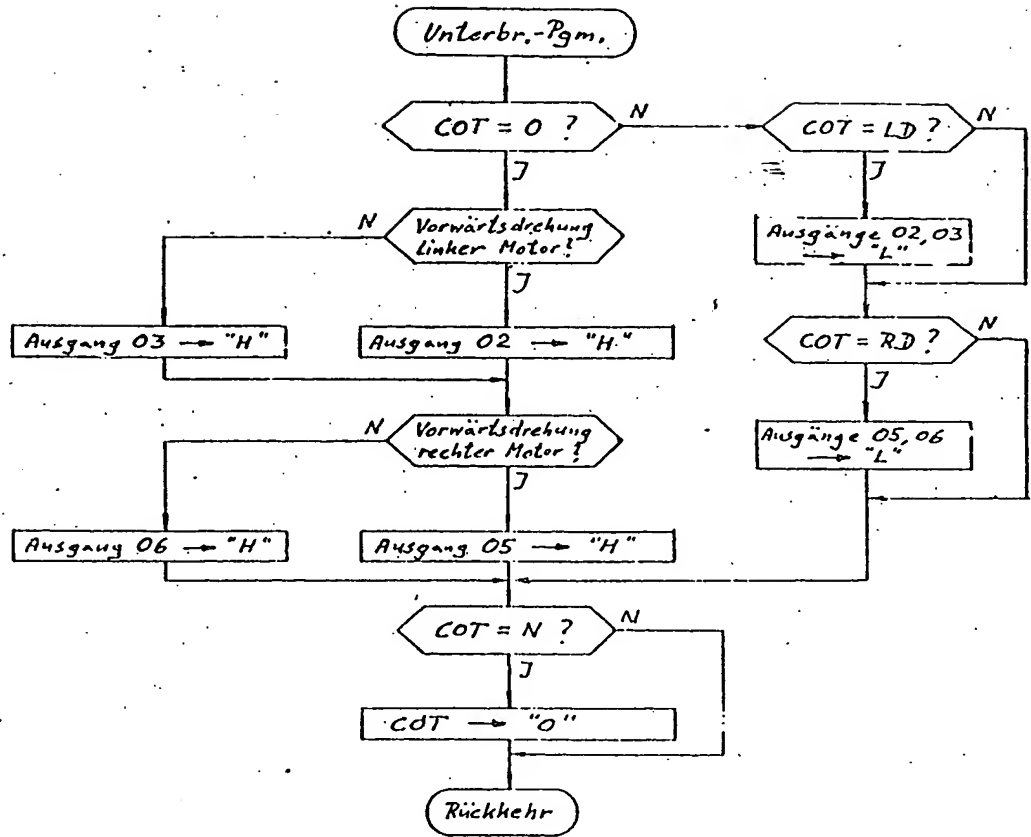


FIG.17d

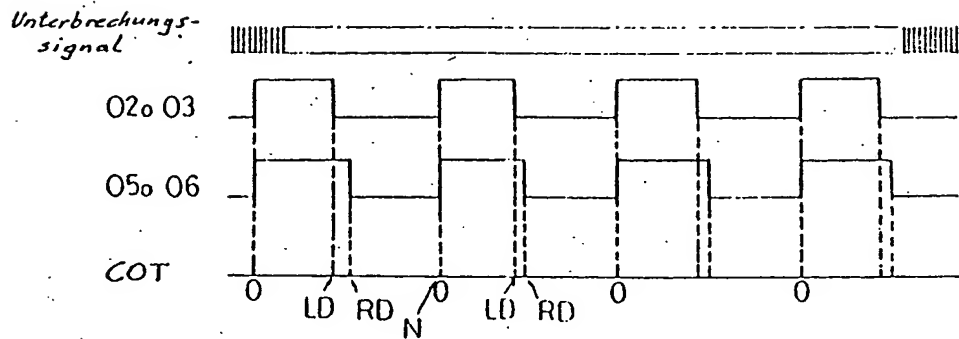


FIG.18a

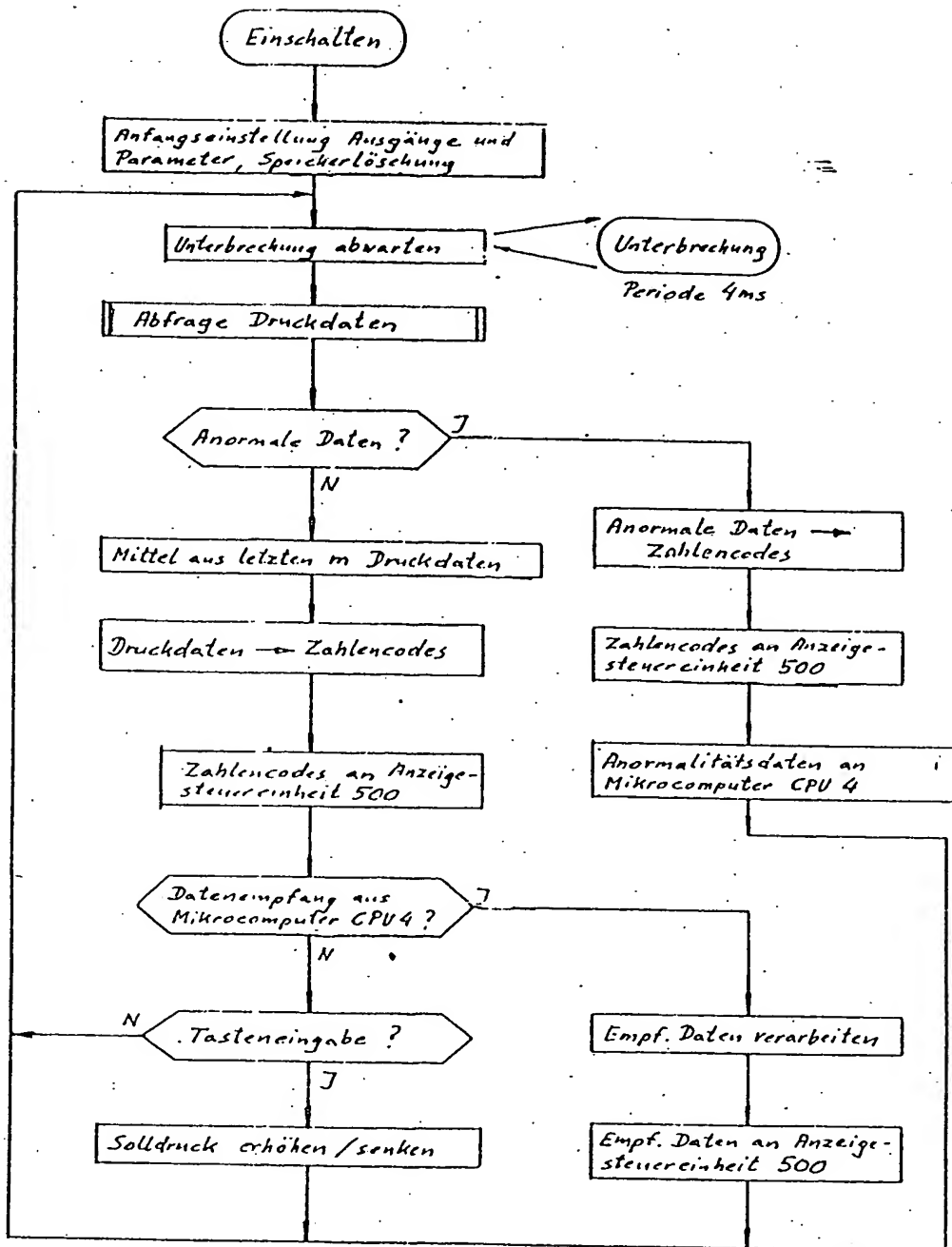


FIG.18b

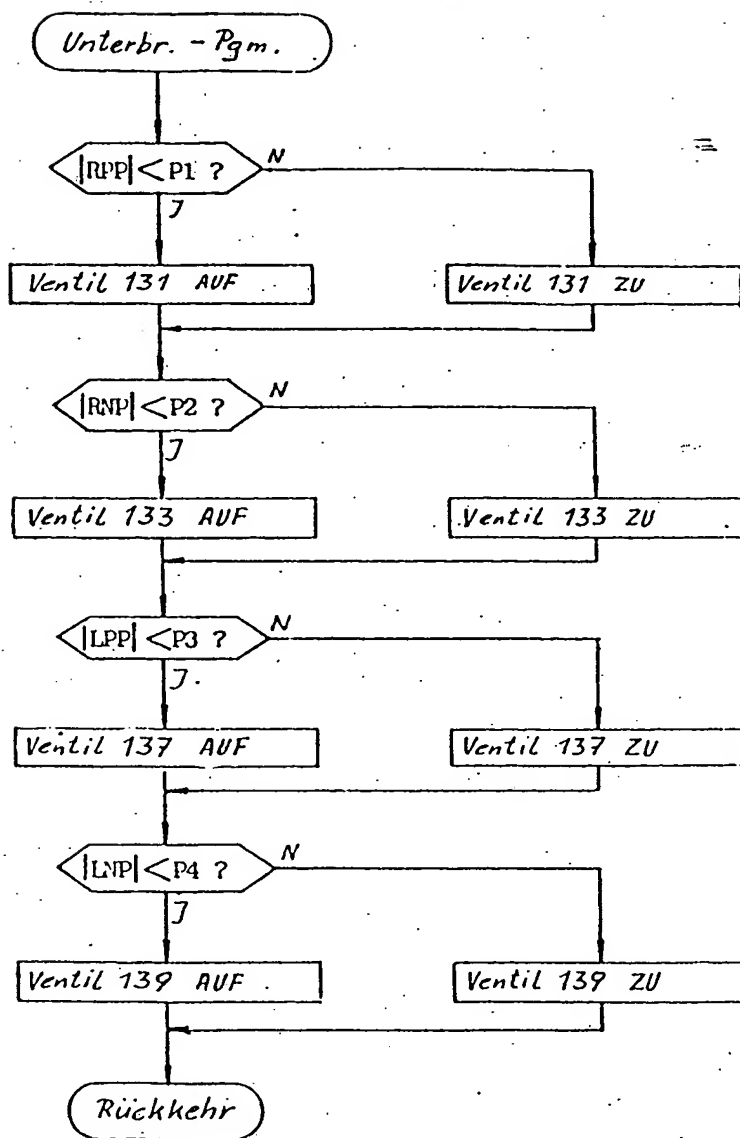


FIG.19a

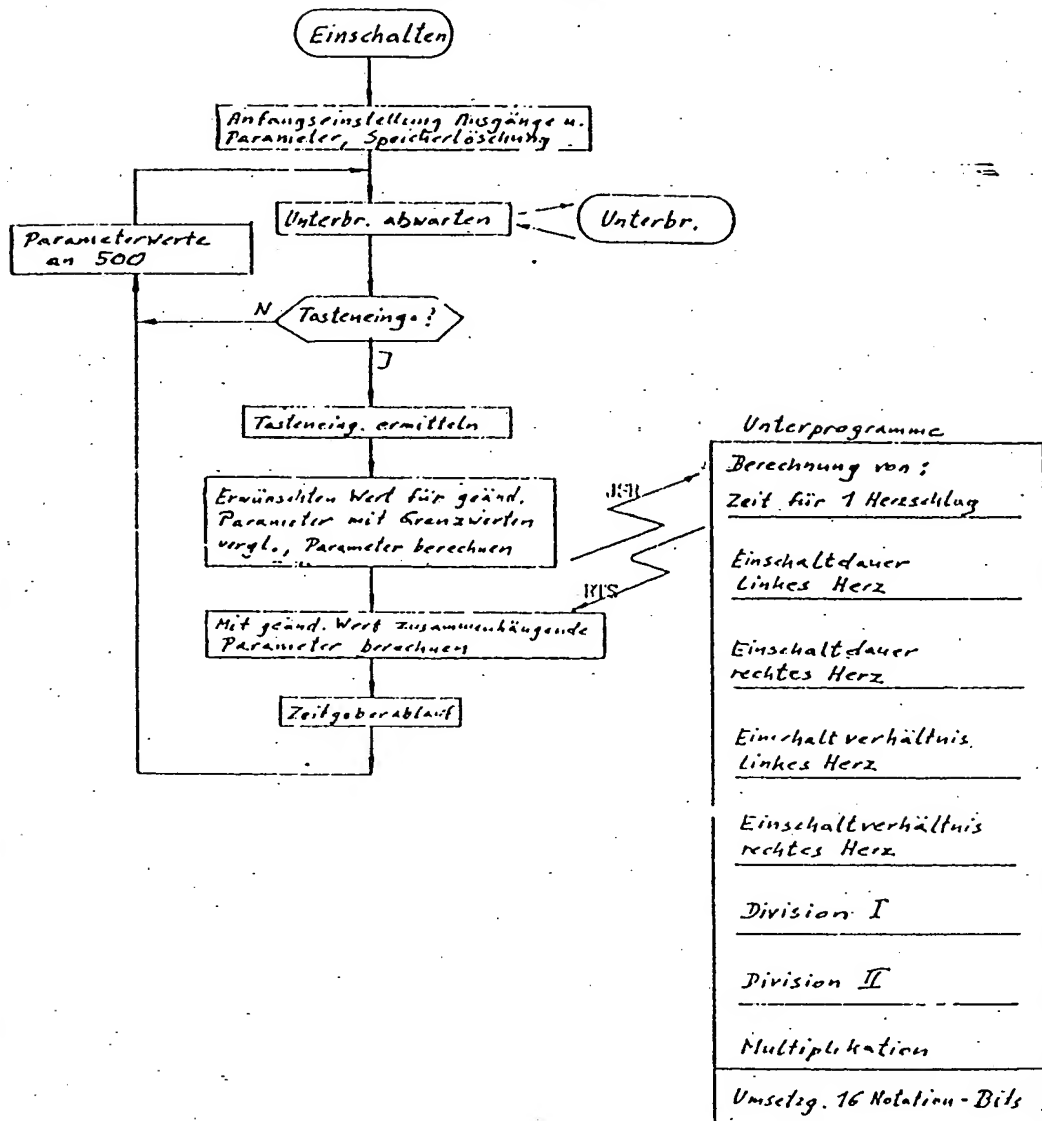


FIG.19b

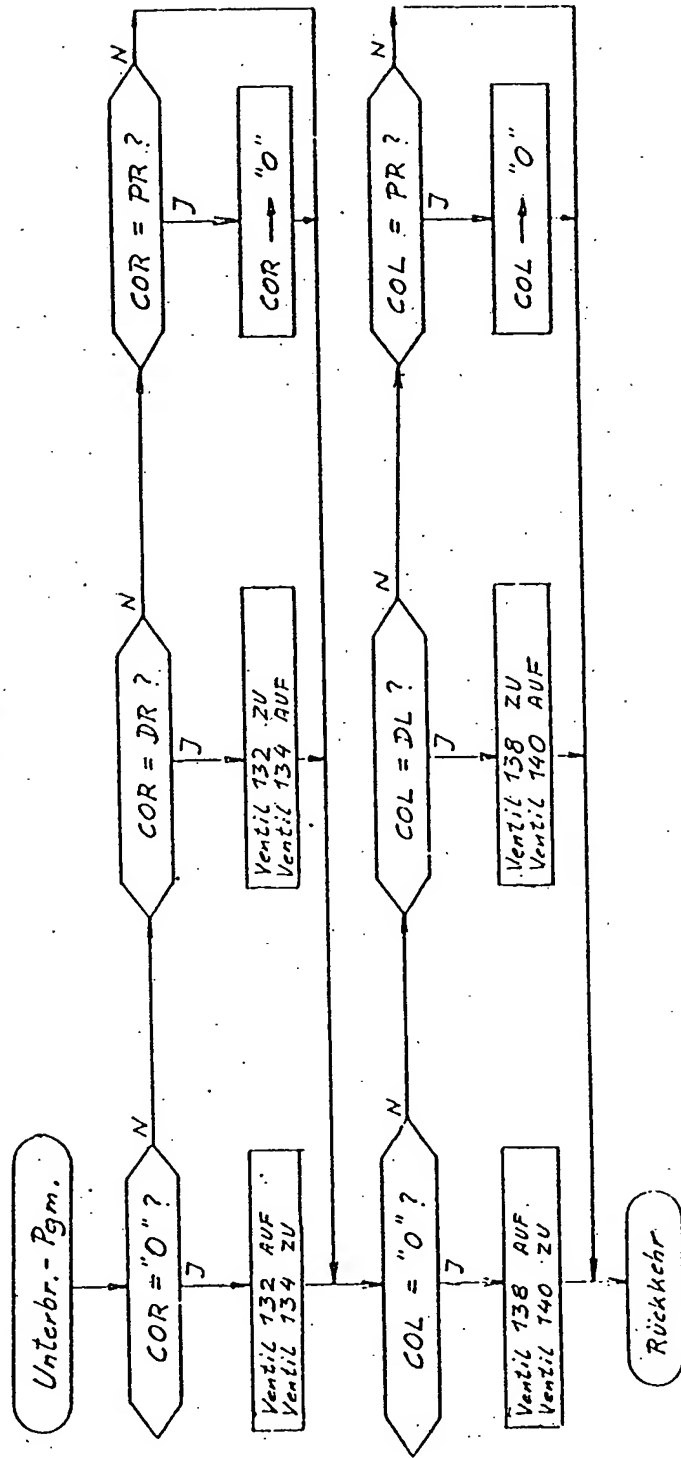


FIG.20

